



Universidad Nacional Mayor de San Marcos
Universidad del Perú. Decana de América
Facultad de Medicina Veterinaria
Escuela Académico Profesional de Medicina Veterinaria

**Uso de nylon de pesca como material de sutura en
caninos: reacción tisular y cicatrización**

TRABAJO DE INVESTIGACIÓN

Para optar el Título Profesional de Médico Veterinario

AUTOR

Roger MUÑOZ RENGIFO

ASESOR

Gilberto SANTILLÁN ALTAMIRANO

Lima, Perú

2010



Reconocimiento - No Comercial - Compartir Igual - Sin restricciones adicionales

<https://creativecommons.org/licenses/by-nc-sa/4.0/>

Usted puede distribuir, remezclar, retocar, y crear a partir del documento original de modo no comercial, siempre y cuando se dé crédito al autor del documento y se licencien las nuevas creaciones bajo las mismas condiciones. No se permite aplicar términos legales o medidas tecnológicas que restrinjan legalmente a otros a hacer cualquier cosa que permita esta licencia.

Referencia bibliográfica

Muñoz R. Uso de nylon de pesca como material de sutura en caninos: reacción tisular y cicatrización [Trabajo de investigación]. Lima: Universidad Nacional Mayor de San Marcos, Facultad de Medicina Veterinaria, Escuela Académica Profesional de Medicina Veterinaria; 2010.

Agradezco a Dios por haberme dado la vida y a mi familia.

A mi Padre y a mi Madre, un agradecimiento muy especial por estar conmigo y apoyarme durante toda la vida.

A mi amada esposa, y a mis queridos hijos, porque son ellos, quienes me impulsan a seguir adelante y a ser mejor cada día.

INDICE DE CONTENIDOS

I. INTRODUCCION	
II. REVISION BIBLIOGRAFICA	9
2.1. La evolución histórica del material de sutura.....	9
2.1.1. La evolución histórica	9
2.1.2. El período anterior a 1890	9
2.1.3. De 1890 a la segunda guerra mundial	10
2.1.4. De 1940 a la actualidad.....	10
2.1.5. En Perú	11
2.2. Definición de material de sutura	12
2.3.Requisitos para una sutura ideal	12
2.4.Cuidados quirúrgicos.....	13
2.4.1.-Esterilizacion	13
2.4.2.-Desinfección.....	13
2.4.3.-Asepsia	13
2.4.4.-Antisepsia.....	14
2.4.5.-Antisépticos.....	14
2.5.Características generales de los materiales de sutura.....	14
2.6 Clasificación de los materiales de sutura	15
2.6.1. Materiales absorbibles.....	15
2.6.1.1. Suturas orgánicas absorbibles	15
2.6.1.2. Suturas sintéticas absorbibles.....	16
2.6.2. Suturas no absorbibles.....	17
2.6.2.1. Fibras sintéticas monofilamento	17
2.6.2.2. Fibras naturales multifilamento.....	17
2.6.2.3. Fibras sintéticas multifilamento	18
2.6.2.4. Fibras sintéticas multifilamento recubiertas.....	18
2.6.2.5. Suturas metálicas	19
2.7. Descripción de los principales materiales de sutura.....	19
2.7.1. Suturas absorbibles.....	19
2.7.2.1. Nylon	20
2.7.2.2. Fibras de poliéster	21

2.7.2.3. Seda	21
2.7.2.4. Alambre	21
2.7.2.5. Clips y grapas de metal	22
2.8. Propiedades mecánicas de los materiales de sutura	24
2.9. Cualidades de un buen material de sutura	24
2.9.1. Garantía de esterilidad	24
2.9.2. Resistencia a la tracción.....	24
2.9.3. Elasticidad	25
2.9.4. Flexibilidad	25
2.9.5. Calibre constante	25
2.9.6. Superficie lisa	26
2.9.7. Firmeza del nudo.....	26
2.9.8. Capilaridad	26
2.9.9. Compatibilidad histológica.....	26
2.10.Reacción inflamatoria después de la cirugía	27
2.11.Etapa de reparación de herida quirúrgica.....	27
2.11.1.- Etapa inflamatoria	28
2.11.2.- Etapa de reparación.....	29
2.11.2.1.-Fase fibroblástica	29
2.11.2.2.-Fase de epitelización.....	30
2.11.2.3.-Fase contracción	31
2.11.2.4.-Fase de remodelación.....	32
2.12. Evolución clínica del proceso de cicatrización de la herida quirúrgica ...	32
2.13 Factores que influyen en el proceso de cicatrización de herida quirúrgica.....	33
2.13.1.-Cicatrización por primera intención	34
2.13.2.-Cicatrización por segunda intención	34
2.13.3.-Cicatrización por tercera intención	35
2.14.-Complicaciones de la cicatrización de herida quirúrgica	36
2.15.-Descripción de nylon de pesca	38
2.15.1.- Etimología	38

2.15.2.- Características	39
2.15.3.- Estructura.....	40
2.15.4. Reacción tisular a la sutura con nylon	40
2.15.5. Reacción tisular al precinto de nylon.....	45
2.15.6. Reacción tisular al nylon como material de cerclaje	46
III. CONCLUSIONES.....	47
IV.BIBLIOGRAFIA	48
V. ANEXO	55

INDICE DE CUADROS

CUADRO N° 1	DESCRIPCIÓN DE LOS PRINCIPALES MATERIALES DE SUTURA.....	23
-------------	--	----

INDICE DE FIGURAS

FIGURA N° 1	Clasificación del hilo según su estructura	09
FIGURA N° 2	Cicatrización por Primera Intención	34
FIGURA N° 3	Cicatrización por Segunda Intención.	35
FIGURA N° 4	Tercera Intención.	36
FIGURA: N° 5	Nylon de Pesca	38
FIGURA: N° 6	Nylon de Pesca	38
FIGURA N° 7	Nylon 6	40
FIGURA N° 8	Nylon 6,6	40
FIGURA: N° 9	Aspecto Histopatológico del Grupo 01 (07 días del Post Operatorio)	41
FIGURA: N° 10	Aspecto Histopatológico del Grupo 02 (14 días del Post Operatorio)	42
FIGURA: N° 11	Aspecto Histopatológico del Grupo 03 (21 días del Post Operatorio)	43
FIGURA: N° 12	Aspecto Histopatológico del Grupo 04 (28 días del Post Operatorio)	44
FIGURA: N° 13	Uso de precintos como método de fijación auxiliar Permanente	45

I. INTRODUCCIÓN

En el desarrollo del ejercicio profesional del Médico Veterinario esta la actividad de la cirugía, encaminada a reparar tejidos traumatizados, ligar vasos sanguíneos o extirpar estructuras patológicas. La cirugía empieza a practicarse desde tiempos inmemoriales, las primeras referencias datan de los años 3600 a. C., donde se menciona el uso de hilos de sutura, los que a la fecha se han ido modificando con el fin de poder usarlos para ligar vasos sanguíneos ocasionando el menor daño en los sitios cercanos.(Tracy,2002).

La evolución de los materiales de sutura ha dependido de las materias primas existentes en cada país, y de los avances de la investigación clínica empleándose de esta manera desde fibras vegetales, hasta intestinos de animales así como materiales sintéticos como la seda, nylon y vicryl (Otaolauruchi y Sastre, 1981). El desarrollo de dichos materiales de sutura está relacionado con el deseo de brindar un producto que tenga gran elasticidad, reacción tisular mínima, resistencia elevada a la tensión, seguridad al uso, buenas características de manejo, que viene a ser a su vez cualidades de elección para los cirujanos veterinarios (Athanasiou *et al.*, 1996).

El objetivo de la presente revisión bibliográfica es indicar como ha ido evolucionando el material de sutura a través de la historia de la práctica médica, las variadas propiedades físicas de los hilos existentes en el mercado, así como también se detalla todo el proceso de la reacción inflamatoria, la etapa de reparación y la evolución de la cicatrización de la herida quirúrgica. Además, a finales del siglo pasado se inicio el uso del nylon de pesca, hilo de sutura sintético no absorbible que cumple con muchas cualidades y bajo costo. (Bojrab, 2001; Sabás, *et al.*, 2009).

II. REVISION BIBLIOGRAFICA

2.1. LA EVOLUCIÓN HISTÓRICA DEL MATERIAL DE SUTURA

2.1.1.-La Evolución Histórica

Los materiales de sutura son elementos fundamentales en cirugía y su uso está condicionado a la experiencia y costumbre del facultativo o a la influencia de las promociones comerciales. Sin embargo, la correcta elección y manejo de estos materiales determinarán el resultado quirúrgico y estético de la cirugía (Otaolauruchi y Sastre, 1981).

La evolución histórica de las suturas de acuerdo a Tróchez (1994) se divide en tres etapas:

- a) Desde la antigüedad hasta Halsted y Lister
- b) De 1890 hasta inicio de la Segunda Guerra Mundial
- c) De 1940 a la actualidad.

2.1.2.-El Período Anterior a 1890

Las primeras referencias sobre los materiales de sutura se remontan al año 2000 a.C., que describen el uso de cuerdas y tendones de animales como suturas (Camacho, 1992).

El Papiro de Edwin Smith (documento egipcio más antiguo que menciona las suturas) y el tratado de Chalaka's Samhit (tratado médico Hindú más antiguo), 3600 a.C. en Tróchez (1994) describen muchos materiales que se usaban como suturas; entre los materiales utilizados destacan fibras vegetales, crines de animales, huesos y espinas. También se usaban las mandíbulas de las hormigas para suturar los bordes y, así, se constituyeron en los antepasados de las actuales grapas, técnica que llegó a nosotros a través de los trabajos del árabe Abulkasin y se extendió mucho en Brasil. En este papiro se hacía referencia a los tipos de apósito, a base de miel, que debía utilizarse si las suturas se perdían.

Hipócrates escribió sobre el uso de suturas para ligar vasos sanguíneos y aproximar tejidos. El desarrollo de cada tipo de suturas estuvo condicionado por las materias primas existentes en cada país. Por eso, en la India, Súsruta

describió en el Samhit, antes citado, las suturas con intestinos torcidos y secos, pelo de caballo, tiras de cuero, algodón, fibras de árboles y mandíbulas de hormigas negras (Tróchez ,1994; Archundia-García, 2001).

En el año 30 a.C., Celso usó suturas de lana y lino e incluso clips metálicos y, en el año 165, Galeno, el médico de los gladiadores, usó ligaduras de catgut y seda para detener las hemorragias. Rhazes de Arabia, en el año 900, es el primero en emplear el kitgut para cerrar heridas abdominales. La palabra árabe kit significa: violín de un maestro de danzas, en aquellos tiempos, las cuerdas de los violines llamados kitstrings se elaboraban a partir de los intestinos ovinos (Tróchez 1994).

Archundia-García (2001), menciona que Lister en el año 1869, desarrolló los conceptos de impregnar con ácido crómico el catgut y de esterilizar los materiales de sutura con una mezcla de formol-agua al 95%, aunque, no logró eliminar el riesgo de tétanos causado por esporas. Esto último, descubierto por Lister, justifica que a partir de este momento se hable de un segundo periodo.

2.1.3.-De 1890 a la Segunda Guerra Mundial

En este período, además de Lister, se destacó Halsted, quién defendió la seda como el mejor tipo de sutura. En 1900, el catgut quirúrgico se elaboraba casi exclusivamente en Alemania, por lo que el inicio de la Primera Guerra Mundial dejó sin catgut a muchos países europeos, sobre todo a los que enfrentaron Alemania. En Gran Bretaña, George Merson manufacturó el catgut y popularizó las suturas sin ojo en la aguja, lo que patentó como Mersutures. La compañía Merson se convirtió posteriormente en Ethicon (Tróchez ,1994; Archundia-García, 2001).

2.1.4.-De 1940 a la actualidad

En la Segunda Guerra Mundial, con el desarrollo de las técnicas de polimerización, comenzó a utilizarse materiales sintéticos como las poliamidas, polietilenos y propileno. Con posterioridad, entre 1960 y 1970, se desarrollaron suturas de polímeros biodegradables sintéticos. El primero en ser introducido fue el ácido poliglicólico (Dexon) y luego, en 1974, apareció el poliglicano o poliglactín 910 (Vicryl), un copolímero de los ácidos glicólico y láctico. Estos dos tipos de

sutura son muy superiores a los anteriores, en especial en lo relacionado a la fuerza de tensión y la absorción (Camacho, 1992).

2.1.5.-En El Perú

En el antiguo Perú no existe reportes exactos en cuanto a sutura para animales: sin embargo hay evidencias sobre unión de bordes de las heridas con agujas hechas de espinas y también mediante hormigas que mordían los bordes de las heridas y cumplían su cometido, todo esto en humanos. Parece que mejores resultados les dio el uso de hierbas y cortezas de árboles; lo que si se encontró con frecuencia suturas de cráneos. Del grupo de Amautas salían los Hampi Camayoc que eran los médicos y cirujanos reales de los extranjeros y lo Chukri-Ampi Camayoc que hacían de cirujanos generales. El Shirkack, era el indio cirujano y el mejor para realizar sangrías y amputaciones, trepanaciones y otras operaciones con técnicas y destrezas (Archundia-García 2001).

En 1965 el Médico Veterinario Ramiro Oballe, Docente de la Facultad de Medicina Veterinaria de UNMSM, menciona que utilizó por primera vez el hilo para pesca, llegándose a la conclusión, que es el pionero y referente en el uso de este material (nylon de pesca), debido al gran número de cirugías realizadas en las diversas estructuras anatómicas de las diferentes especies de animales.

Existen diferentes trabajos de investigación en la Facultad de Medicina Veterinaria de la UNMSM, en las cuales, se hacen comparaciones, con diferentes hilos para la sutura, mencionando las bondades del nylon de pesca al ser utilizado y la reacción mínima inflamatoria que presenta el organismo a este tipo de material. El trabajo de investigación más antiguo que podemos encontrar en dicha facultad es el realizado por el Dr. Saettone M. (1969), donde su asesor es justamente el Dr. Oballe, siendo un trabajo en equinos sobre Entero Anastomosis, en el cuál se realiza una comparación con diferentes hilos de sutura: catgut, hilo de seda negra y nylon, resultando todas las cirugías exitosas.

Se tienen otros trabajos donde se realizó, vasectomías en caninos por el Dr. Garmendia A. (1973); donde se utiliza el nylon de pesca, con muy buenos resultados. También la Dra. Patten L. (1974), recomienda el nylon 10-0, como una buena alternativa para las cirugías oculares en los caninos. Además el Dr. Herbert M. (1977), realiza cirugías en el tendón del músculo gastrocnemio, igualmente hace comparaciones con otros hilos y él recomienda utilizar nylon. Así

mismo el Dr. Bravo O. (1977) realizó comparaciones de un hilo nuevo para entonces el Ti-Crom 2-0, que es un poliéster siliconizado no absorbible brindándole buenos resultados en cirugías intestinales. El Dr. Lau-Choleon J. (2002) recomienda el nylon 8-0 en las aplicaciones de las técnicas quirúrgicas para recuperar la presión intraocular en caninos.

2.2. DEFINICIÓN DE MATERIAL DE SUTURA

La palabra sutura deriva de la raíz griega *Sutum Sucre*, que significa coser. La ligadura consiste en anudar un material de sutura alrededor de un vaso sanguíneo con objeto de ocluirlo e inhibir de este modo una hemorragia (Fuller, 1988).

Un material de sutura es el elemento que tiene la finalidad de mantener aproximados y en contacto los bordes y superficies de las heridas, con el objeto de favorecer la cicatrización. Estos materiales nos servirán, para reconstruir los diferentes planos que, bajo un plan preconcebido, se han incidido, o bien para reparar los tejidos dislacerados en los traumatismos (Fossum, 2000).

La unión de los tejidos se hace mediante técnicas especiales y materiales apropiados para cada tipo de tejido; se sigue el orden que va de las regiones mas profundas a la más superficial y se debe tratar de cumplir al pie de la letra los principios básicos de la actividad quirúrgica (sutura.) (Schwartz ,1994).

2.3 REQUISITOS PARA UNA SUTURA IDEAL

La sutura ideal aún no existe, no hay ningún material de sutura que cumpla con los requisitos necesarios para todas las funciones. Sin embargo, se conoce las propiedades generales que una buena sutura podría poseer para cada procedimiento quirúrgico (Schwartz ,1994).

Estas propiedades incluyen:

- ❖ Fuerza tensil alta y uniforme, que permita el uso de tamaños delgados. (10/0 delgada-0 -1-2 gruesa).
- ❖ Diámetro suave siempre uniforme a lo largo del hilo de sutura.
- ❖ Flexibilidad para fácil manejo y seguridad de nudos.

- ❖ Aceptación óptima del tejido.
- ❖ Libre de sustancias irritantes e impurezas que favorezcan el crecimiento bacteriano.
- ❖ No tener propiedades electrolíticas, capilares (paso de líquidos) ó cancerígenas.
- ❖ Comportamiento predecible.
- ❖ Estéril y lista para ser usada.

2.4 CUIDADOS QUIRÚRGICOS

Fossum (2000), indica que es necesario tener presente que antes de realizar cualquier acto quirúrgico y/o manipulación de instrumentos y materiales de suturas, se prevea las siguientes consideraciones para evitar reacciones adversas al realizar la cirugía:

2.4.1.-Esterilización: Es la eliminación o muerte de todos los microorganismos que contiene un objeto o sustancia, y que se encuentran acondicionados de tal forma que no pueden contaminarse nuevamente.

2.4.2.-Desinfección: Se denomina al proceso físico o químico que mata o inactiva agentes patógenos tales como bacterias, virus y protozoos impidiendo el crecimiento de microorganismos patógenos en fase vegetativa que se encuentren en organismos vivos. Los desinfectantes reducen los organismos nocivos a un nivel que no dañan la salud ni la calidad de los bienes perecederos. Los desinfectantes se aplican sobre objetos inanimados, como instrumentos y superficies, para tratar y prevenir las infecciones. También se utilizan para desinfectar la piel y otros tejidos antes de la cirugía o sea que actúan como antisépticos.

2.4.3.-Asepsia: Se denomina así a la ausencia de microorganismos patógenos, al estado libre de gérmenes. Es también un conjunto de procedimientos que impiden la llegada de microorganismos a un medio. Ejemplos: Técnicas de aislamiento, indumentarias adecuadas, flujo laminar, lavados de manos.

2.4.4.-Antisepsia: Proceso de destrucción de los microorganismos contaminantes de los tejidos vivos. Conjunto de procedimientos destinados a destruir los gérmenes patógenos. Ejemplos: antisépticos, desinfectantes.

2.4.5.-Antisépticos: Agentes que controlan y reducen la presencia de microorganismos potencialmente patógenos sobre piel y/o mucosas (sólo pueden aplicarse externamente sobre seres vivos).

2.5 CARACTERÍSTICAS GENERALES DE LOS MATERIALES DE SUTURA

Las características fundamentales que ha de reunir un buen material de sutura lo propone López García (2005) y son:

- 1) Debe de ser identificado fácil y correctamente en los tubos, sobres o frascos; para ello la etiqueta debe llevar el número del calibre y la indicación de “esterilización” o “estéril” o bien: “no estéril” o “debe esterilizarse antes de usarse”, de esta manera se evitan errores que echarían a perder todas las medidas de asepsia.
- 2) No tener sustancias irritantes para el tejido.
- 3) Poseer suficiente resistencia de acuerdo con su calibre, para soportar la tracción al hacer el nudo.
- 4) Debe brindar resistencia al nudo es decir, los nudos sean seguros, que no se aflojen ni desbaraten.
- 5) Posean calibre uniforme.
- 6) Soportar las reacciones de los tejidos, para que no se absorban en un tiempo menor del que especifica el fabricante.
- 7) Como cuerpo extraño sea bien tolerado por el tejido hasta que se efectúe la resorción.

Si el material de sutura absorbible reúne todas estas características, nunca se aplicará en exceso para evitar al organismo el trabajo innecesario al tenerlo que eliminar. Por esta razón, después de hacer los nudos se cortan, de manera que los cabos sean de 2mm como máximo, pues si se dejan demasiado largos, además de que su eliminación requiere mayor esfuerzo del organismo, se comete un error de técnica (Athanasίου *et al.*, 1996).

2.6 CLASIFICACIÓN DE LOS MATERIALES DE SUTURA

Los hilos de sutura de acuerdo a su origen se clasifican en dos grandes grupos: **naturales**, **sintéticos**, desde el punto de vista práctico existen dos clases fundamentales de material de sutura: **absorbible y no absorbible** y atendiendo al número de fibras necesarias para conformarlos: **multifilamentos o monofilamentos** como se observa en el Fig 1 (Schwartz, 1994; López García, 2005).

Martínez (2001); Bojrab (2001); Sabàs *et al* (2009), clasifican a los materiales de sutura en:

2.6.1. Materiales Absorbibles

Son aquellos materiales que después de su implementación en el organismo, van descomponiéndose, por medio de diferentes procesos, y pierden de ésta manera su resistencia y desaparecen de los tejidos poco a poco. Sin embargo, hay que distinguir entre el tiempo que necesita la sutura para destruirse y desaparecer completamente y el tiempo que el material conserva su resistencia. Una sutura puede permanecer en los tejidos bastante tiempo después de haber perdido su resistencia. Aunque la velocidad para la aparición de complicaciones tardías, como la infección o los granulomas, es importante, la velocidad con la cual el material pierde su resistencia es de mayor interés para el cirujano. (Martínez ,2001).

2.6.1.1. Suturas orgánicas absorbibles

Son materiales fabricados en base a compuestos orgánicos y dentro de éste grupo se incluyen el catgut y las suturas colágenas. El catgut se obtiene de la submucosa del intestino de ovino o de la serosa del intestino de vacuno contiene aproximadamente un 98% de colágeno. El catgut se destruye en los tejidos por medio de un proceso proteolítico. La destrucción se produce a los pocos días de la implantación en los tejidos, y para que perdure más tiempo y pueda servir en la práctica debe curtirse en baño de cromo. Antiguamente se vendía este material como catgut de 10, 20 ó 40 días; estas designaciones daban la impresión de un cierto tiempo de resistencia, lo que sin embargo nunca se

puede garantizar. El tiempo de absorción y de resistencia en el organismo varía con el origen del material, con el grado de curtido y con diferentes factores del huésped. La infección y la exposición a enzimas proteolíticas intestinales son dos factores que acortan, en cierto grado, los tiempos de reabsorción (Bojrab, 2001).

El catgut es designado como simple, medio crómico, crómico y extra crómico. Por el grado de curtido, sin embargo, en teoría, el tiempo de absorción será más largo el material tratado con cromo. El tiempo de reabsorción del catgut no puede determinarse de forma generalizada, pero si se basa en las investigaciones histopatológicas podemos concluir que los valores medios estadísticos se aproximan los 8 a 10 días para el catgut no tratado, 14 a 16 días para los tipos intermedios y 20 a 22 días para los tratamientos fuertes (catgut extra crómico) (Martínez, 2001; Sabàs *et al.*, 2009).

Las suturas colágenas se fabrican disolviendo químicamente el colágeno que después se reconstruye en forma de hilos. Las condiciones de absorción son similares a las del catgut y también los sistemas de curtido. En general este material está poco comercializado (Sabàs *et al.*, 2009).

2.6.1.2. Suturas sintéticas absorbibles

Son materiales no orgánicos fabricados en base de sustancias sintéticas como el ácido poliglicólico (APG), comercializado como Dexon, fue el primer material sintético absorbible, y se introdujo en el mercado en 1972. El APG se reabsorbe en los tejidos por hidrólisis, una reacción fisiológica que no origina fenómenos inflamatorios. La reacción de los tejidos orgánicos frente a las suturas de APG es prácticamente nula. Su resistencia y su reabsorción no se afectan por la infección, la inflamación o la exposición a las enzimas proteolíticas intestinales (Martínez, 2001).

La disminución de la resistencia es gradual y el tiempo de reabsorción constante, cualquiera que sea el tejido y las condiciones del mismo. Durante la primera semana después de la implantación la resistencia no disminuye significativamente. Con posterioridad, la resistencia desciende linealmente y a las

tres semanas todavía mantiene un 20% de su resistencia original. Con estos datos es fácil calcular la resistencia residual de una sutura de ácido poliglicólico (APG), al cabo de cierto tiempo de utilizarla, basándose en su resistencia inicial (Bojrab, 2001).

El poliglactin 910 es otro material de sutura sintético y absorbible, lanzado recientemente al mercado bajo denominación de vicryl. Se trata de un copolímero de los ácidos poliglicólico y poliláctico en una proporción de 90 a 10. Al igual que el ácido poliglicólico (APG), este material se hidroliza y su resistencia parece ser muy similar al anterior (Sabàs *et al.*, 2009).

2.6.2. Materiales No Absorbibles

2.6.2.1. Fibras sintéticas monofilamento

El material utilizado puede ser poliéster, poliamida, polietileno o polipropileno, con la característica común de tratarse de una sola fibra continua. La capilaridad de este tipo de suturas es muy baja, por lo que producen bajas tasas de infección. Sin embargo, ofrecen una gran dificultad en el anudamiento dada su superficie excesivamente lisa (Bojrab, 2001).

2.6.2.2. Fibras naturales multifilamento

Estos materiales de sutura consisten en fibras retorcidas o trenzadas de seda o lino. La seda se usa sin tratar o tratada con proteínas, silicona, cera o parafina. El tratamiento disminuye la capilaridad y da al hilo mayor suavidad. Sin embargo, las sustancias que se utilizan para el tratamiento pueden por si mismas causar una reacción del tejido. La seda encerada parece causar reacciones más fuertes que la seda tratada con silicona. Hoy en día, la seda se trenza, como la mayoría de los materiales sintéticos, del mismo modo que las cuerdas de persiana, lo que hace que se deslicen más fácilmente y sean más manejables. En el argot textil esta clase de hilos se denominan “cordajes trenzados” (Sabàs *et al.*, 2009).

La seda es muy resistente a la tracción y se caracteriza, además, por una flexibilidad óptima, presentando una elevada facilidad de anudamiento y firmeza en el nudo; sin embargo, debido a su superficie lisa se recomienda efectuar una

triple lazada en sus nudos. La tolerancia de los tejidos a la seda es inferior a la del resto de los hilos no absorbibles (Bojrab, 2001).

El lino es un hilo muy resistente a la tracción, y dicha resistencia aumenta cuando se encuentra en estado de humedad. Se comercializa como lino torcido y acusa un gran efecto de capilaridad, además de presentar una gran aspereza que le hace comportarse como una sierra al atravesar los tejidos (Martínez, 2001).

2.6.2.3. Fibras sintéticas multifilamento

Los materiales utilizados en esta clase de suturas son casi exclusivamente poliésteres y poliamidas, que tuvieron su origen en la industria textil. Teóricamente, las fibras sintéticas, deben originar en los tejidos menos reacción inflamatoria que las fibras naturales, ya que ésta es una de las características de selección. En la práctica el grado de reacción hística depende de la estructura molecular del tejido implantado y de la cantidad de monómeros residuales de cada fibra. Al Igual que en las fibras naturales, las fibras sintéticas suelen ser recubiertas, mediante tratamientos con teflón o siliconas, para suavizar su superficie y facilitar su uso. El tratamiento puede efectuarse en cada fibra por separado o en el hilo ya trenzado (Martínez, 2001).

2.6.2.4. Fibras sintéticas multifilamento recubiertas

Este material consiste en un núcleo central de poliamida, recubierto de una capa continua periférica del mismo material. Se comercializan con el nombre de supramidas. Al recubrirlas se pretende conseguir un hilo que reúna las características de un multifilamento y un monofilamento conservando las ventajas de ambos. En la realidad la cubierta exterior se rompe con gran frecuencia, sobre todo en los nudos, con lo que el comportamiento se asemeja más al de los multifilamento que al de los monofilamentos como cuando se utilizan en el campo operatorio (Bojrab, 2001).

2.6.2.5. Suturas metálicas

De las muchas suturas metálicas que se han probado, hoy en día se utiliza casi exclusivamente el hilo de acero inoxidable, como monofilamento o multifilamento. El acero origina poca reacción en los tejidos, aunque rígido y difícil de manejar y anudar el monofilamento. El hilo de acero multifilamento ofrece

conocidas ventajas en flexibilidad y facilidad de anudamiento, en contraposición al monofilamento, aunque la rigidez de éste presenta indudables ventajas en cirugía ortopédica. El acero se presenta en una gama de calibres más reducida que el resto de los hilos de sutura ya que gracias a su enorme resistencia puede prescindirse de los diámetros mayores. La naturaleza de este hilo excluye totalmente el efecto de capilaridad (Sabás *et al.*, 2009).

Monofilares
Polifilares
Trenzados
Pseudomonofilar

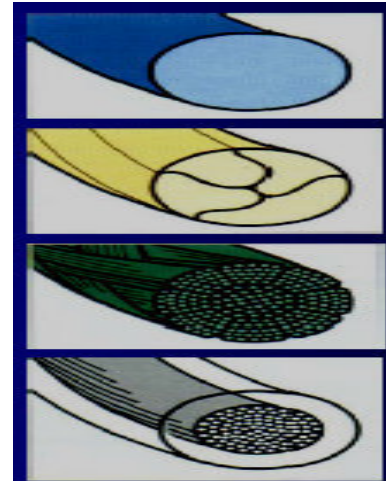


FIGURA Nº 1 Clasificación del hilo según su estructura.
Fuente: López García, 2005

2.7. DESCRIPCIÓN DE LOS PRINCIPALES MATERIALES DE SUTURA

Sánchez – Valverde y Hernanz (1996), describen los materiales de sutura en (Cuadro 1):

2.7.1. Suturas Absorbibles

2.7.1.1. Poliglactin 910: El poliglactín 910 es una fibra sintética trenzada que es muy similar al APG (ácido poliglicólico-Dexon) al retener su resistencia durante unos 21 días. El poliglactin 910 es relativamente fácil de manipular, estable para uso en heridas contaminadas, y provocan una reacción tisular mínima.

2.7.1.2. Polidioxanona (PDS): La PDS puede obtenerse como una sutura de filamento único de diversos tamaños. Su flexibilidad es superior a la de APG o Poliglactin 910. La resistencia al estiramiento de esta sutura es superior que la de

APG o Poliglactin 910, siendo completa su absorción 182 días tras su implantación.

2.7.1.3. Intestino Quirúrgico (catgut): El catgut se elabora a partir de la capa submucosa del intestino de ovejas o cerdos, además de la serosa del intestino vacuno. El intestino quirúrgico puede ser normal (sin modificar) o tratado con sales de ácido crómico para prolongar el tiempo de absorción y reducir la reacción de los tejidos blandos. El catgut normal será absorbido por el organismo en 3 a 5 días, y el crómico será absorbido en 10 a 15 días. El catgut es elástico, fácil de manipular y no contraerá ni estrangulará los tejidos. Sin embargo, origina reacciones tisulares inflamatorias y permite el crecimiento bacteriano. Además adsorbe agua y se hincha, provocando con frecuencia que se aflojen los nudos quirúrgicos.

2.7.2. Suturas no absorbibles

Las suturas no absorbibles son llamadas así porque no son absorbidas ni digeridas por los tejidos. Permanecen en los tejidos hasta que son retiradas. Si quedan ocultas suelen enquistarse.

2.7.2.1. Nylon (marca comercial registrada: *nylon*).- Usado desde 1940, el nylon es un polímero de una poliamida sintética que se genera por la policondensación de un diácido con una diamina, tiene gran fuerza de tensión y propiedades elásticas excelentes (elongación prolongada), además es de muy bajo costo. El nylon presenta una reacción tisular mínima, esto evita dejar marcas de sutura ya que asegura la aproximación de los bordes de la herida hasta su cicatrización. El nylon pierde totalmente su resistencia tras 6 meses de permanencia en el tejido y es degradado in vivo de 15 a 20% por año mediante hidrólisis.

La principal desventaja del nylon son las características de su manipulación, ya que presenta rigidez que dificulta su manejo y la poca seguridad en los nudos, esto debido a que posee una gran “memoria” determinando una tendencia a volver a su configuración natural. Esta disponible en el mercado como monofilamento y multifilamento. En la forma de monofilamento es la sutura no absorbible mas usada en cirugía cutánea en seres humanos, también se utiliza

en micro cirugía, cirugías oftalmológicas y cirugías plásticas. El nylon en su forma de monofilamento es resistente a los microorganismos que pueden causar infecciones en la sutura. La reacción tisular a la sutura con nylon, ante una evaluación clínica e histológica de la reacción tisular del nylon frente a otros hilos de sutura como el lino, caprolactam polimerizado y polipropileno se describieron los siguientes resultados: al día 10 el nylon produjo menos edema que los otros materiales, con respecto al exudado para el día 5 la sutura de nylon fue la única que no presentó exudado, siendo el nylon el que mostró una menor reacción tisular local y una menor presencia de exudados inflamatorios.

2.7.2.2. Fibras de Poliéster: El poliéster es un multifilamento trenzado disponible en formas naturales y recubiertas. Los recubrimientos de esta sutura incluyen teflón y silicona, que añaden una cualidad lubricante a la sutura. La fibra de poliéster es una de las suturas no metálicas más robustas (con escasa o nula pérdida de resistencia tras su implantación), y además es una de las que provocan una mayor reacción tisular al perder el envoltorio. Otras desventajas de este material son la escasa seguridad de los nudos y la reactividad tisular, en heridas contaminadas se recomienda utilizar otro material sintético.

2.7.2.3. Seda: Las suturas de seda se preparan a partir del hilado de hebras de seda. Las hebras son retorcidas o trenzadas para preparar la sutura. La mayoría de los cirujanos prefieren la seda trenzada porque es más robusta y presenta mejores cualidades de manipulación. La seda es barata, fácil de conseguir, y mantiene su resistencia. Sin embargo, permite el crecimiento bacteriano y origina mayor inflamación tisular que las suturas de algodón, metálicas o sintéticas. La seda es usada generalmente para cirugía oftálmica, cardiovascular y gastrointestinal y para ligar vasos.

2.7.2.4. Alambre: Las suturas de alambre se fabrican con acero inoxidable de elevada calidad y pueden obtenerse en forma tanto de monofilamento como trenzada: El alambre no es corrosivo en tejido vivo, es inerte, no facilita el crecimiento bacteriano, y goza de una elevada resistencia al estiramiento. Su principal desventaja es la dificultad para manipularlo y carece de elasticidad, sin

embargo los nudos resultan grandes y voluminosos. Los extremos cortados de la sutura de alambre pueden lesionar o lacerar los tejidos. El alambre se adapta a los tejidos con menor efectividad que otros monofilamentos, originando orificios pequeños y abiertos entre el tejido y el alambre. Los tamaños mayores de las suturas de alambre deben ser retorcidos mejor que atadas. Esto es ventajoso cuando se sutura hueso porque la sutura puede ser retorcida hasta el grado deseado de tensión; sin embargo, si se suturan tejidos, al retorcer el alambre se puede estrangular el tejido.

2.7.2.5. Clips y Grapas De Metal: Clips y grapas de metal se usan para ligar pequeños vasos sanguíneos, mantener unidos los bordes de la herida, y asegurar material a la piel. Se fabrican de metales no corrosivos que son inertes. Clips y grapas son fáciles de manejar y aplicar. Como pueden ser esterilizados de forma segura y eficaz pueden ser aplicados en heridas infectadas. Sus principales desventajas son las grandes cicatrices que dejan en los tejidos a menos que se retiren pronto. Además la necesidad de contar con dispositivos especiales y costosos para colocarlos y retirarlos.

CUADRO Nº 1 DESCRIPCIÓN DE LOS PRINCIPALES MATERIALES DE SUTURA.

Fuente:http://www.oc.lm.ehu.es/Fundamentos/fundamentos/practicas/HERIDAS/hilos_de_sutura.htm

SUTURA	COMPORTAMIENTO	ORIGEN	NÚMERO DE HEBRAS
Seda	No Absorbible	Animal (Gusano de seda)	Multifilar torcido
Lino		Vegetal	Multifilar torcido
Algodón		Vegetal	
Poliamida (Nylon)		Sintética	Mono ó Multifilar Torcido ó trenzado ó recubierto
Poliéster		Sintética	Multifilar recubierto
Polipropileno		Sintética	Monofilar
Polietileno		Sintética	Multifilar trenzado
Acero		Mineral	Mono ó multifilar torcido
Catgut Simple	Absorbible	Animal (Intestino de oveja)	Multifilar torcido
Catgut Cromado		Animal (Intestino de oveja)	Multifilar torcido cromado
Polidioxanona		Sintética	Monofilar
Acido Poliglicólico		Sintética	Multifilar recubierto
Poliglactin 910		Sintética	Multifilar recubierto

2.8 PROPIEDADES MECÁNICAS DE LOS MATERIALES DE SUTURA

El cirujano suele basarse en sus preferencias personales al escoger el material de sutura; sin embargo, tienen que tener presente las propiedades mecánicas así como también las interacciones biológicas de las suturas a usarse. Existe una enorme variedad de material de sutura disponible, y el cirujano debe seleccionar una sutura que sea lo más idóneo posible para cada intervención quirúrgica en particular (Athanasiou *et al.*, 1996).

La finalidad de cualquier sutura es la de mantener los bordes de la herida en aposición hasta que la herida pueda soportar la tensión normal sin necesidad de ella. Para conseguir esto, una sutura no solamente debe ser mecánicamente correcta; además, como la sutura atraviesa los tejidos debe ser considerada la interacción biológica, el tipo y la ubicación del tejido, y la existencia de infección o drenaje (Pera, 2004).

2.9 CUALIDADES DE UN BUEN MATERIAL DE SUTURA

Alexander (1989) menciona las condiciones que se le exigen a todos los hilos, tanto naturales como sintéticos, antes de su utilización quirúrgica y los que se resumen en:

2.9.1. Garantía de Esterilidad

Es la capacidad que presenta el material de sutura de estar libre de agentes contaminantes y que dañan la estructura u organismo que se intervino. No se puede admitir actualmente la posibilidad de que un hilo de sutura asegure garantía de esterilidad completa. Los hilos no esterilizables por algunos de los sistemas convencionales son automáticamente desechados.

2.9.2. Resistencia a la tracción

Es la capacidad que posee el hilo para soportar tensiones. Se determina por el valor mínimo de tracción sobre el cual el nudo sufre rotura. La tensión que se debe aplicar a un hilo para que llegue a su punto de rotura varía tanto según el material como su calibre.

2.9.3. Elasticidad

Es la capacidad que presenta el material al recibir una tensión, esta deforma y al dejar de realizarlo regresa a su condición normal. Debido a este proceso de recuperación, un material que posea una elasticidad elevada es peligroso para realizar suturas a tensión, puesto que al impedir la apreciación correcta de la tensión que definitivamente ejercerá el hilo sobre los tejidos, existe el riesgo de una posterior necrosis de los mismos. Por otra parte, un cierto grado de elasticidad favorece el acercamiento de los bordes de la herida después de realizado el nudo.

Por su comportamiento en este aspecto, los materiales biológicos y un gran número de sintéticos pueden calificarse como viscoelásticos. Cuando dejan de soportar una tensión, bajo la cual han sufrido deformación, recuperan la forma original, pero no de inmediato, sino durante un tiempo determinado que depende del material y del medio que los rodea.

2.9.4. Flexibilidad

Es un factor determinante en el anudamiento del hilo. Hace unos años la flexibilidad se media subjetivamente. En la actualidad se pueden efectuar mediciones exactas del grado de flexibilidad de un material, o de la calidad antagónica, es decir la rigidez, por medio de un utilaje de precisión, pues se sabe que la resistencia a la torsión y la rigidez están íntimamente ligadas. Es importante para la flexibilidad de algunos materiales el contenido en agua del líquido conservador de la sutura, y esto adquiere una especial importancia en el catgut, material que seco presenta una rigidez acusada, que disminuya si se mantiene en solución de agua y alcohol.

2.9.5. Calibre Constante

Es la capacidad del material de mantener el diámetro cilíndrico interior del hilo. Para mantener la homogeneidad de la resistencia a lo largo del material es esencial que el hilo posea un calibre uniforme. Esta constancia se obtiene más fácilmente en los hilos sintéticos que en los de origen natural. No obstante, las modernas técnicas de fabricación, tanto en el catgut como en hilos textiles, aseguran un alto grado de constancia en los calibres.

2.9.6. Superficie lisa

Es la capacidad del material de sutura que presenta una superficie firme, libre de poros, abultamientos o deformaciones en su estructura superficial. Si el hilo presenta una superficie áspera, al pasar a través del tejido puede ejercer efecto de sierra, desgarrándolo. La aspereza de la superficie se debe principalmente a extremos libres de la fibra. Las fibras de gran longitud que componen la mayoría de los hilos textiles y de catgut evitan el efecto de sierra.

2.9.7. Firmeza del Nudo

Es la capacidad de soporte que presenta el material de sutura a no desatarse una vez que se fija a través de un amarre o nudo. El resultado que se obtiene en cuanto a la firmeza del nudo depende tanto del material y superficie del hilo como de la técnica de anudamiento seguida. Las fibras sintéticas presentaron al principio problemas de fijación del nudo, debido a su escasa flexibilidad, pero en la actualidad es posible fabricar hilos de sutura que garantizan al máximo la seguridad del nudo. Los hilos recubiertos con teflón (seda poliéster) presentan autofijación del nudo cuando están sometidos a tensión.

2.9.8. Capilaridad

Es la presencia de poros, estructuras cóncavas y regularidades en la superficie externa del material de sutura. La presencia de este fenómeno en los hilos de sutura trae consigo el riesgo de infección en la herida, especialmente en las de superficie, donde al propagarse el exudado desde el interior hacia el exterior crea una vía de acceso de microorganismos por contracorriente.

Los hilos monofilares evitan totalmente la capilaridad. Los tratamientos de recubrimiento y relleno de espacios libres a que se someten algunos hilos eliminan casi del todo la capilaridad que por propia naturaleza presentan los hilos textiles polifilares.

2.9.9. Compatibilidad Histológica

Es la capacidad de tolerancia que presenta el material de sutura al ser utilizado en el organismo. La implantación de un hilo de sutura genera sobre los tejidos que circundan la herida una reacción determinada por el grado de intolerancia tisular al material empleado. Los hilos naturales son más reactivos

que los sintéticos, y estos a su vez más que los metálicos. En los materiales sintéticos el proceso de fabricación influye en la reactividad, ya que a mayor presencia de monómero libre mayor es la reacción hística que ocasionan.

2.10 REACCIÓN INFLAMATORIA DESPUÉS DE LA CIRUGÍA

En todo tipo de sutura con hilo se presentan siempre dos inconvenientes: el trauma adicional de la zona afectada provocado por el paso de la aguja y del hilo a través del tejido, y la reacción del organismo frente a un cuerpo extraño. Las técnicas modernas tienden a disminuir ambos inconvenientes. El traumatismo adicional provocado por la sutura queda reducido al emplear montajes traumáticos, en los que la aguja y el hilo forman una unidad, evitándose el orificio transversal de la aguja y el doble lazo enhebrado del sistema clásico (Lawrence *et al.*, 2004).

La reacción frente a cuerpos extraños es imposible de evitar totalmente, pero con las nuevas fibras sintéticas, en especial el poliéster, las suturas se pueden realizar con menor implantación de cuerpo extraño. Esto se debe a que dichas fibras presentan una gran resistencia a la tracción, lo que determina la utilización de calibres menores, y con ello, menor cantidad de material (Hosgood y Hoskins, 2000).

Otro intento de disminuir el traumatismo adicional provocado por los hilos de sutura ha sido el sustituirlos por adhesivos biológicos o pegamentos. Son dos los tipos comercializados; por una parte, los derivados del cianoacrilato, que tienen una gran potencia adhesiva, aunque al parecer provocan grandes reacciones hísticas, y por otro lado la fibrina, sustancia natural y por tanto con baja reactividad hística, pero que presenta el inconveniente de su bajo poder adhesivo. No podemos considerar todavía a estos productos como una alternativa a los sistemas clásicos, aunque su desarrollo es rápido y tienen un futuro esperanzador (Lorenz, 1994; Lawrence *et al.*, 2004)

2.11 ETAPA DE REPARACIÓN DE HERIDA QUIRÚRGICA

Slatter (1997) indica las etapas de reparación de una herida quirúrgica, sus fases y la respuesta intrínseca a la lesión:

2.11.1. Etapa Inflamatoria

Cualquiera que sea la naturaleza de la lesión, la respuesta es la misma. La respuesta inmediata a la lesión es vasoconstricción de los vasos pequeños en el área de la herida. La oclusión vascular tiene lugar en el sitio del traumatismo y tiende a controlar la hemorragia. Esta respuesta dura entre 5 y 10 minutos y es seguida de vasodilatación activa, que incluye a todos los elementos de la vasculatura local (Bates y Jones, 2003).

La filtración de líquido desde las vénulas proporciona fibrinógeno y otros elementos de la coagulación para formar coágulos de fibrina, los cuales tapan rápidamente los linfáticos dañados y evitan el drenaje del área lesionada. De esta manera, la reacción inflamatoria se localiza en un área que rodea de inmediato a la lesión (Bates y Jones, 2003).

Es un lapso de 30 a 60 minutos, todo el endotelio de las vénulas locales que puede estar cubierto por leucocitos adherentes, los cuales empiezan a moverse a través de los espacios en las paredes vasculares para concentrarse, finalmente, en el sitio de la lesión. Al principio las células predominantes son los leucocitos polimorfonucleares (PMN), cuyo papel principal es la destrucción de bacterias. Los PMN tienen vida corta, en comparación con los monocitos; por consiguiente, los monocitos predominan en heridas menos recientes. (Bates y Jones 2003).

Los monocitos son esenciales para la cicatrización de la herida, los monocitos circulantes se originan de células precursoras que se encuentran en la médula ósea. Cuando penetran en la herida, se transforman en macrófagos que fagocitan el tejido necrótico y los restos celulares. La persistencia de células mononucleares en el sitio de la lesión indica la presencia de material extraño que los granulocitos no han sido capaces de eliminar (Gurtner *et al.*, 2008).

Los macrófagos preceden el inicio de la fibroplasia durante la cicatrización de la herida e inclusive pueden regular el proceso. Existen suficientes pruebas de que los macrófagos liberan una sustancia quimiotáctica que no sólo atrae células

del mesénquima, sino que también influyen en su diferenciación a fibroblastos. (Gurtner *et al.*, 2008).

2.11.2. Etapa de Reparación

2.11.2.1. Fase Fibroblástica

Poco después de la lesión, las células mesenquimatosas indiferenciadas empiezan a transformarse en fibroblastos migratorios. Tan pronto como el tejido necrótico, los coágulos y otros restos celulares son eliminados por los granulocitos y los macrófagos, los fibroblastos se trasladan hacia el área lesionada (Wilgus y Traci, 2008).

Los fibroblastos se mueven formando una prolongación citoplásmica llamada membrana rizada, la cual se extiende desde las células que se adhiere a un sustrato sólido (por ejemplo una fibra o un capilar). Las células se trasladan entonces en dirección de la membrana rizada. Cuando las membranas rizadas de dos células similares se encuentran, se adhieren las células una a la otra y cesa el movimiento. Este proceso se denomina inhibición por contacto. (Wilgus y Traci, 2008).

Los fibroblastos no contienen enzimas fibrinolíticas, pero cuando emigran hacia una herida son seguidos de cerca por nuevos capilares. Estos últimos se forman a partir de células endoteliales embrionarias y son una característica prominente del tejido de granulación de formación reciente. Las células endoteliales de estos nuevos capilares contienen un activador del plasminógeno. De esta manera, conforme crecen los nuevos capilares en la herida, inmediatamente detrás de los fibroblastos tiene lugar la fibrinólisis y se rompe y desaparece la red de fibrina (Diegelmann y Evans, 2004).

Después que los fibroblastos han penetrado en la herida, secretan polisacáridos proteicos y varias glucoproteínas que forman las sustancias base. Los mucopolisacáridos de la sustancia base rodean a los fibroblastos e influyen en la agregación y orientación del colágeno. El colágeno se sintetiza por los fibroblastos a partir del cuarto o quinto día. Conforme las fibrillas de colágeno nuevo se unen entre sí, se forman fibras de colágeno y este último se vuelve menos soluble. Los haces de colágeno son pequeños al principio, pero van agrandándose hasta formar colágeno denso que cubre los bordes de la herida. La

fase fibroblástica de la cicatrización de la herida dura de 2 a 4 semanas (Wilgus y Traci, 2008).

2.11.2.2. Fase de Epitelización

La respuesta inicial de las células epiteliales (epitelización) es para heridas superficiales y cuando son profundas la epitelización es más tardía, trae la producción de colágeno y la neo vascularización. Estas células deben desprenderse de su sustrato y prepararse para migrar. Después de la movilización, las células epiteliales se agrandan y empiezan a migrar a través de la herida. La principal actividad regenerativa ocurre en la capa marginal de las células basales. Las células epidérmicas migratorias al parecer se mueven enrollándose o deslizándose una sobre otra (Diegelmann y Evans, 2004).

Las células aisladas se mueven sin ningún orden si el sustrato en el que se encuentran no está orientado. Las células epiteliales que migran por la herida normalmente se mueven a través de los restos de la lámina basal o a lo largo de los depósitos de fibrina. Este fenómeno se denomina **guía por contacto**. Como sucede con los fibroblastos, las células epiteliales migratorias detienen su movimiento cuando se ponen en contacto con una célula similar (inhibición por contacto) (Bates y Jones, 2003).

Si no se ha eliminado el grosor completo de la dermis, como en el caso de los injertos de piel de grosor parcial, también ocurre movilización y migración de las células epiteliales de los apéndices de la piel (principalmente folículos pilosos). Casi siempre una herida abierta se cubre inicialmente con un coágulo y después con tejido de granulación. El epitelio migratorio se mueve bajo el coágulo (no a través de este) y por encima del tejido de granulación o a través del mismo. Las células epiteliales secretan una enzima proteolítica que disuelve la base del coágulo y permite la migración celular. La separación del coágulo, y más tarde de la costra, por el epitelio migratorio se observa como separación de la costra a medida que la epitelización progresa (Botchkarev *et al.*, 2006)

En heridas abiertas grandes, todas las etapas de la separación epitelial ocurren de manera simultánea. Inicialmente, la migración epitelial es rápida, pero conforme las células migratorias se alejan del borde de la herida, el epitelio se hace de una sola capa y progresa con más lentitud. (Botchkarev *et al.*, 2006)

2.11.2.3. Fase Contracción

La contracción implica movimiento de tejido existente en el borde de la herida y no de la formación de piel nueva. Existen cinco teorías acerca de la contracción de heridas abiertas (Prathiba y Gupta, 2000).

- ❖ Teoría del empuje.- en la cual los bordes de la herida son empujados hacia el interior mediante extensión de la piel circundante.
- ❖ Teoría de crecimiento y empuje.- en la cual crecen los bordes de la herida.
- ❖ Teoría del esfínter.- que atribuye al material contráctil de los márgenes de la herida una función semejante a la de un esfínter constrictor.
- ❖ Teoría del marco de fotografía.- en la cual las células activas dentro del margen de la herida migran hacia adentro, tirando de los bordes del defecto.
- ❖ Teoría de la tracción.- en la cual el material dentro del defecto ejerce tensión.

Es poco probable que las primeras tres teorías puedan ser corregidas. Durante la contracción, la piel que rodea a la herida se estira, adelgaza y se pone bajo tensión, sin embargo, este estado no persiste. Poco a poco se deposita colágeno nuevo en la dermis y se forman nuevas células epiteliales. Este proceso continuo hasta que se restaura el grosor completo de la piel estirada, denominándose crecimiento intususceptivo (Prathiba y Gupta, 2000).

La contracción de la herida es un proceso que juega un papel muy importante en la cicatrización de las heridas abiertas, pero que presenta ciertas desventajas. La contracción de heridas cercanas a articulaciones puede provocar la formación de una banda apretada de tejido cicatrizal, limitado a flexión o extensión de esa articulación. Asimismo, la contracción de heridas cercanas a aberturas corporales, como el ano, podría causar estenosis (Botchkarev *et al.*, 2006).

2.11.2.4. Fase de Remodelación

❖ Resistencia temprana de la herida

Una herida que ha sido coaptada adecuadamente tiene fuerza efectiva, incluso durante las primeras 24 horas. Esta fuerza es resultado de la formación de un coágulo de fibrina dentro de la herida. La epitelización a través de la herida también contribuye a la resistencia temprana de la misma, así como lo hace el crecimiento hacia adentro de nuevos capilares en la sustancia base de la herida. Después de la fase proliferativa inicial, la resistencia de la herida aumenta de manera significativa hasta alcanzar un máximo inicial a los 14 a 16 días. Este incremento ocurre durante el periodo de fibroplasia rápida y es paralelo al aumento en el contenido de colágeno de la herida (Prathiba y Gupta, 2000).

❖ Resistencia tardía de la herida

La resistencia de las heridas sigue aumentado incluso después que el contenido de colágeno se ha estabilizado. El aumento de resistencia se debe al entrecruzamiento intramolecular e intermolecular de las fibras de colágeno, lo que hace que ésta sea menos accesible a las collagenasas tisulares. La cicatriz nunca es tan fuerte como el tejido que está remplazando (Bates y Jones 2003).

2.12 EVOLUCIÓN CLÍNICA DEL PROCESO DE CICATRIZACIÓN DE LA HERIDA QUIRÚRGICA

El proceso de cicatrización no está regido por el tamaño ni la amplitud de las heridas quirúrgicas; es decir, ya sean grandes o pequeñas este proceso se lleva a cabo siguiendo las mismas fases, cuando los factores extrínsecos e intrínsecos, son favorables. Hunt y Williams (1997), refieren que la rapidez de cicatrización no es la misma en todos los tejidos; la piel, mucosa y músculos del esqueleto cicatrizan con más facilidad que el tejido óseo, nervioso y los músculos lisos, como son los del útero, intestinos, vejiga (Prathiba y Gupta, 2000)

Rodriguez *et al.*, (1996), nos menciona que el proceso esta representado por la presencia de exudado en la herida, el cual contiene fibrina y leucocitos, por la proliferación de fibroblastos que se multiplican en ambas superficies incididas, dando lugar al crecimiento de nuevos vasos a través de los angioblastos, que se encargan de establecer la circulación capilar entre los bordes de la herida. Los

fibroblastos favorecen la unión de la herida a través de una malla reticular de fibras colágenas que favorecen la unión de las superficies separadas. Según Rodríguez *et al.*, (1996), este proceso se realiza en cuatro o cinco días, tiempo en el cual el borde de las heridas todavía puede ser separado con pequeña tracción. Después de este tiempo las fibras se multiplican en mayor proporción y tamaño, al grado que ya no permiten la fácil separación de los bordes de la herida; este proceso queda determinado entre el octavo y el décimo día (Hunt y Williams, 1997).

Cuando todos los tiempos de la cicatrización han sido normales, la neoformación consiste en un firme y denso tejido colágeno. En un principio esta neoformación de la cicatriz tiene color rosado, a consecuencia del riego sanguíneo proporcionado por los nuevos vasos que se van organizando en la zona; pero a medida que transcurre el tiempo y cuando se ha desprendido la escara o costra, dicha zona se vuelve pálida, de textura lisa y es avascular, debido a que los vasos se cierran por la presión que ejercen las fibras del tejido colágeno al aumentar su crecimiento (Fossum, 2000).

Según Slatter (1997) en este proceso existen diferentes grados de queratinización, la cual en algunos casos puede ser excesiva. La cicatrización de primera intención no se puede considerar completamente terminada, en tanto la zona no esté cubierta y unida por tejido conectivo fibroso. Este tejido fibroso de cicatrización no contiene glándulas sebáceas, ni folículos pilosos, y es poco sensible por su escasa o nula inervación.

2.13 FACTORES QUE FAVORECEN EN EL PROCESO DE CICATRIZACIÓN DE LA HERIDA QUIRÚRGICA

Según Alexander (1989), para lograr cicatrización, menciona que requerimos de una serie de factores que los divide en intrínsecos y extrínsecos. Los factores intrínsecos están relacionados básicamente con la nutrición de los pacientes; es decir, con el correcto equilibrio de proteínas, grasas, carbohidratos, minerales, vitaminas y agua. Cuando hay carencia o deficiencia de estos factores, como en la hipoproteinemia, y las reservas de vitaminas son inadecuadas (principalmente del complejo B en carnívoros y de vitamina C en herbívoros), se produce edema por extravasación de suero, que causa deficiente proliferación celular, y no se produce cicatrización correcta.

Los factores extrínsecos son aquellos que favorecen la correcta unión de los diferentes planos, como son: suturas bien aplicadas, hemostasis y eliminación coágulos, cantidad y calidad del material de sutura y, sobre todo, la ausencia de gérmenes, ósea la asepsia correcta, además manipulación delicada de tejidos (Riquelme *et al.*, 1998).

2.13.1. CICATRIZACIÓN POR PRIMERA INTENCIÓN

Llamada también unión primaria ocurre cuando el tejido es incidido (un corte aséptico) y es suturado con precisión y limpieza, la reparación ocurre sin complicaciones y requiere de la formación de sólo una pequeña cantidad de tejido nuevo. En este tipo de cicatrización el cierre por aproximación de cada una de los planos es lo ideal (Fig 2) (Altermeier, 1976; Hernandez, 1991).

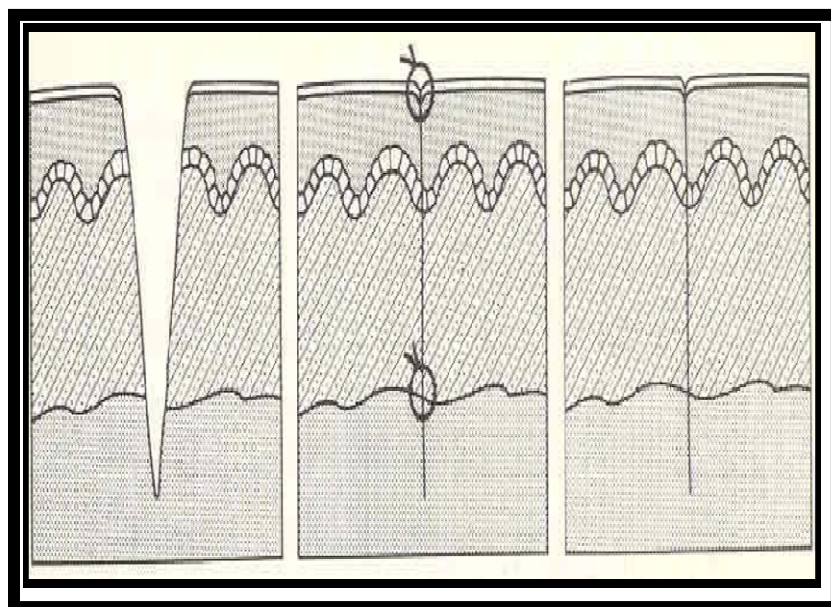


FIGURA Nº 2 Cicatrización por Primera Intención.

Fuente: Hernández, 1991.

2.13.2. CICATRIZACIÓN POR SEGUNDA INTENCIÓN

Cuando la herida deja de sanar por unión primaria ocurre un proceso más complicado y prolongado y que es la cicatrización por segunda intención causado por lo general por infección, trauma excesivo con pérdida de tejido o aproximación imprecisa de los tejidos (espacio muerto cerrado) (Fig 3).

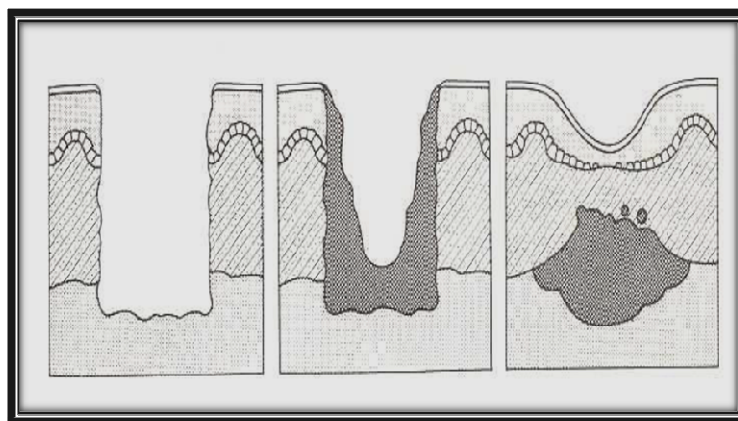


FIGURA Nº 3 Cicatrización por Segunda Intención.

Fuente: Hernández, 1991.

En este caso la herida puede ser dejada abierta y permitir la cicatrización desde los planos más inferiores hacia la superficie. El tejido de granulación contiene miofibroblastos que cierran la herida por contracción, el proceso de cicatrización es lento y el cirujano puede requerir tratar el exceso de granulación que se destaca en los márgenes de la herida, retardando la epitelización, la mayor parte de las heridas y quemaduras infectadas cicatrizan en esta forma (Altermeier, 1976; Hernández, 1991).

2.13.3. CICATRIZACIÓN POR TERCERA INTENCIÓN

También llamada como cierre primario retardado y esto ocurre cuando dos superficies de tejido de granulación están juntas. Esto es un método seguro para reparar las heridas contaminadas, así también las sucias y las heridas traumáticas infectadas con grave pérdida de tejido y alto riesgo de infección, este método es usado ampliamente en el campo militar así como trauma relacionado a accidente de automotores, de arma de fuego o heridas profundas penetrantes de cuchillo. El cirujano generalmente trata las lesiones debridando los tejidos no viables y dejando la herida abierta, la cual gana gradualmente suficiente resistencia a la infección lo cual permite un cierre no complicado. Este proceso está caracterizado por el desarrollo de capilares y tejidos de granulación, cuando se emprende el cierre, los bordes de la piel y el tejido subyacente debe ser cuidadosamente y en forma eficaz aproximado, como si fuera por primera intención. Es menos probable que se infecte la herida mientras está abierta, que la herida que ha sido cerrada en forma primaria (Fig 4). La herida cerrada tiene

máxima susceptibilidad a la infección durante los primeros 4 días. La herida por injertos cutáneos es también un ejemplo de cicatrización por tercera intención (Altermeier, 1976).

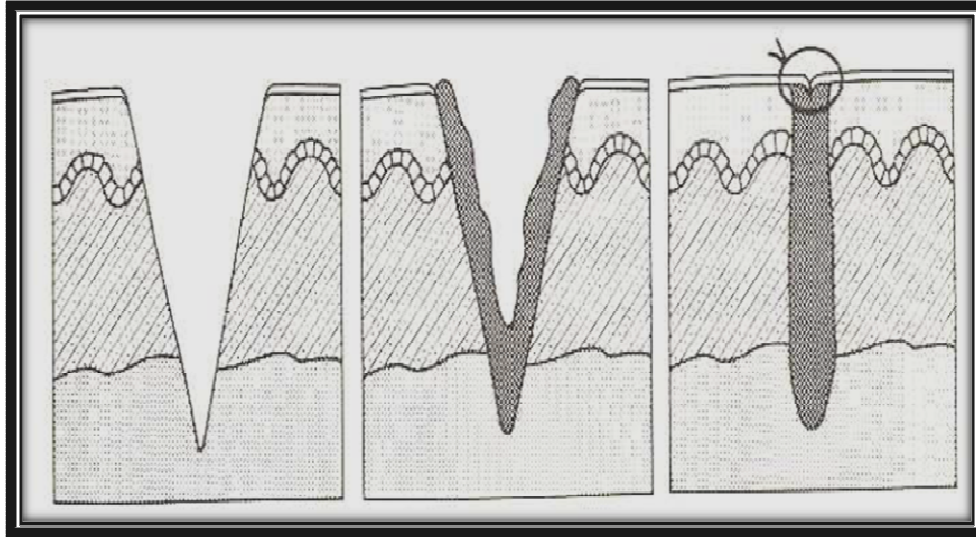


FIGURA Nº 4 Tercera Intención.

Fuente: Hernández, 1991.

2.14 COMPLICACIONES DE LA CICATRIZACIÓN DE LA HERIDA QUIRÚRGICA

Las causas más comunes que impiden la cicatrización de primera intención son (Braun, 2008; Ramakrishna *et al.*, 2001).

- a) Invasión de bacterias.-** generalmente piógenas, por descuido en las técnicas de asepsia, que suele provocar supuración.
- b) Irritación de tejidos.-** por empleo y manejo inadecuado de las compresas de esponja.
- c) Exceso de material de sutura e intolerancia al mismo.**
- d) Traumatismos** ocasionados por las manos del cirujano y por los instrumentos de separación y pinzamiento.

- e) **Contacto** con antisépticos que provocan irritación, ya sea que vengan de los instrumentos que han sido esterilizados con sustancias químicas, o de los que se aplicaron en la zona quirúrgica para la antisepsia.
- f) **Quemaduras** cuando se abusa de la electrofulguración o cauterización o no se controla en forma adecuada la intensidad del calor.
- g) **Cuando se opera** en el campo y las heridas quirúrgicas se exponen en forma excesiva a la luz solar.

Los factores mencionados anteriormente deben evitarse, ya que la cicatrización por segunda intención es problema de tipo quirúrgico que puede incluso comprometer el éxito de la operación. Además, en este estado hay que manejar mayor número de veces a los pacientes, muchos de los cuales por su agresividad, nerviosismo y falta de contacto con el hombre, constituyen verdadero problema para derribarlos y curar las heridas infectadas, ocasionando pérdida de tiempo y gastos innecesarios (Ramakrishna *et al.*, 2001).

El proceso biológico que se desarrolla en las heridas que no cicatrizan de primera intención es muy variado, según la causa que esté actuando en la herida, por lo que resulta indispensable conocerla, para eliminarla lo antes posible. Si es infecciosa, emplear antibacterianos y bacteriostáticos de tipo local y general, para atacar la infección; si es por intolerancia o mal colocación del material de sutura, corregir el error y, así sucesivamente (Cohen *et al.*, 1995).

Según la anatomía patológica, la cicatrización de segunda intención implica mayor esfuerzo del organismo para deshacerse de la causa que impide la cicatrización; además de la fagocitosis, se produce tejido de granulación, como medio de defensa, que al final da origen a cicatrices defectuosas, que dan mal aspecto a las regiones y tienden a la queratinización; en forma ulterior los queloides casi siempre requieren cirugía para suprimirlos (Ramakrishna *et al.*, 2001).

2.15 DESCRIPCIÓN DEL NYLON DE PESCA

2.15.1. ETIMOLOGÍA

Se cree que su nombre es un juego de palabras, haciendo referencia a NY (Nueva York) y Lon (Londres), dos ciudades que conjugadas en idioma inglés dan como resultado **NyLon**, ya que lo descubrirían dos investigadores que vivían uno en cada ciudad. Según John W. Eckelberry (DuPont), "**nyl**" es una sílaba elegida al azar y "**on**" es en inglés un sufijo de muchas fibras. Otra versión dice que el nombre debería haber sido "no-run", indicando que las medias hechas por este material no se rompían con facilidad pero por razones jurídicas fue cambiado a Nylon. Otra leyenda atribuye el nombre a abreviaciones de exclamaciones como "Now You Lousy Old Nipponese" (o "Now You Look Old Nippon"o "Now You Loose Old Nippon") en contra de los japoneses al tratarse de un sustituto de la seda que se había importado de China ocupada por los japoneses en la Segunda Guerra Mundial (Wikipedia 2010).



FIGURA: Nº 5
NYLON DE PESCA



FIGURA: Nº 6
NYLON DE PESCA

2.15.2. CARACTERÍSTICAS

Gennaro *et al.*, (1997), describe las características del nylon: El **nylon** (de la marca comercial registrada: *nylon®*) es un polímero artificial que pertenece al grupo de las poliamidas. Se genera formalmente por policondensación de un diácido con una diamina. La cantidad de átomos de carbono en las cadenas de la amina y del ácido se puede indicar detrás de los iniciales de poliamida. El más conocido, el poliamida 6.6 (PA6.6) es por lo tanto el producto formal del ácido butandicarboxílico (ácido adípico) y la hexametilendiamina. Por razones prácticas no se utiliza el ácido y la amina sino soluciones de la amina y del cloruro del diácido. Entre las dos capas se forma el polímero que puede ser expandido para dar el hilo de nylon. Un polímero parecido es el perlón que se forma por apertura y polimerización de una lactama, generalmente la caprolactama. La diferencia reside en que en el nylon las cadenas están formadas por polímeros de la fórmula general ($\dots\text{-NH-C(=O)-(CH}_2\text{)}_n\text{-C(=O)-NH-(CH}_2\text{)}_m\text{-}\dots$) mientras que en el perlón las cadenas tienen la secuencia ($\dots\text{-NH-C(=O)-(CH}_2\text{)}_n\text{-NH-C(=O)-(CH}_2\text{)}_n\text{-}\dots$).

El descubridor del nylon y quien lo patentó primeramente fue Wallace Hume Carothers. El descubrimiento fue el día 28 de febrero de 1935, pero no fue patentado hasta el 20 de septiembre de 1938 (U.S. Patents 2130523, 2130947 et 2130948). A la muerte de éste, la empresa DuPont conservó la patente. Los Laboratorios DuPont, en 1938, produjeron esta fibra sintética fuerte y elástica, que reemplazaría en parte a la seda y el rayón. El nylon es una fibra textil elástica y resistente, no la ataca la polilla, no precisa planchado y se utiliza en la confección de medias, tejidos y telas de punto, también cerdas y sedales. El nylon moldeado se utiliza como material duro en la fabricación de diversos utensilios, como mangos de cepillos, peines, etc.

Con este invento, se revolucionó en 1938 el mercado de las medias, con la fabricación de las medias de nylon, pero pronto se hicieron muy difíciles de conseguir, porque al año siguiente los Estados Unidos entraron en la Segunda Guerra Mundial y el nylon fue necesario para hacer material de guerra, como cuerdas y paracaídas. Pero antes de las medias o de los paracaídas, el primer producto de nylon fue el cepillo de dientes con cerdas de nylon. Las primeras partidas llegaron a Europa en 1945.

2.15.3. ESTRUCTURA

El nylon 6,6 es una estructura heterogénea ya que está conformado por C, H, CO, NH.

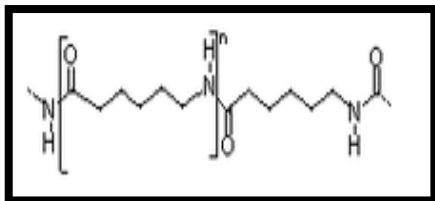


FIGURA Nº 7 Nylon 6
Fuente: Gennaro *et al.*, (1997)

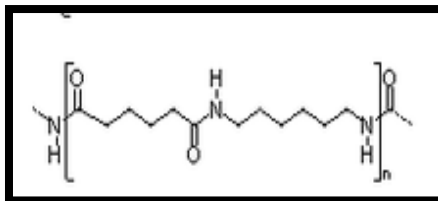


FIGURA Nº 8 Nylon 6,6
Fuente: Gennaro *et al.*, (1997).

Nylon 6 (**FIGURA Nº 7**) y nylon 6,6 (**FIGURA Nº 8**), mostrando la dirección de los enlaces peptídicos, única diferencia estructural entre ellos.

2.15.4. REACCIÓN TISULAR A LA SUTURA CON NYLON

El nylon provoca una reacción inflamatoria pequeña pero las suturas profundas pueden causar reacciones a cuerpo extraño. Histopatológicamente las suturas externas hechas con nylon producen menos reacción tisular, mientras que en las suturas internas contribuyeron al mantenimiento de la reacción del tejido. La reacción inflamatoria, la presencia de células gigantes a cuerpo extraño, la proliferación de fibroblastos y la fibrosis se observaron en las suturas externas e internas con nylon, pero fueron mayores en las suturas internas (Beder *et al.*, 2005).

La sutura externa presenta inflamación, proliferación de fibroblastos y fibrosis. La sutura interna presenta reacción inflamatoria, reacción de encapsulación, proliferación de fibroblastos, fibrosis, y congestión de vasos. La formación de tejido de granulación fue mayor en los puntos de sutura internos y externos hechos con nylon y la regresión de tejido de granulación se hizo evidente después de 14 días con mejores resultados en las suturas externas realizadas con nylon (Beder *et al.*, 2005).

En este estudio se corrobora con los autores que las suturas llevadas a cabo con nylon mostraron eventos de proliferación de fibroblastos y de neovascularización más tempranamente, pero estos acontecimientos no mostraron una regresión con el tiempo después de la operación. Estudios previos revelaron que el nylon es un material que sigue siendo estructuralmente sin cambios (Beder *et al.*, 2005)

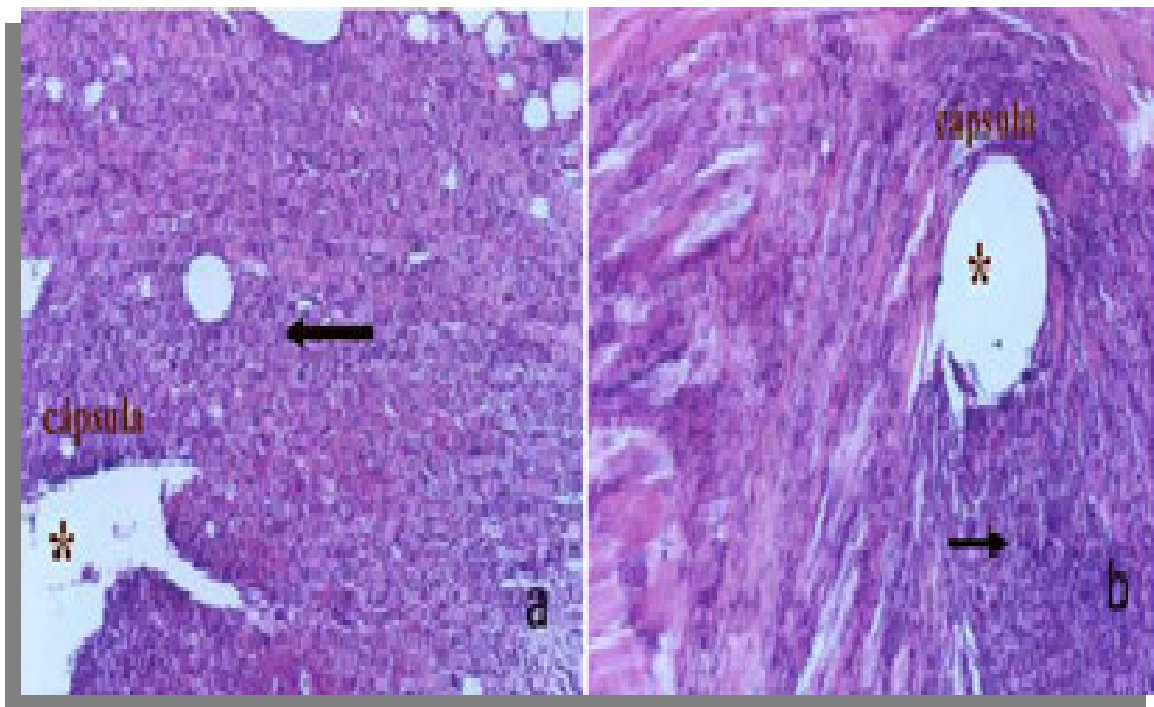


FIGURA: N° 9

Aspecto Histopatológico del Grupo 01 (07 días del Post Operatorio)

- a. Nylon: sutura externa. Reacciones de encapsulación, la cavidad de alambre (*), inflamación (flecha), proliferación de fibroblastos, la formación de tejido de granulación y el sangrado. Aumento 10x (Beder. 2005. Brasil)
- b. Nylon: sutura interna. Reacciones de encapsulación, la cavidad de alambre (*), la proliferación y la reacción fibroblástica inflamatoria (flecha); Aumento 10x (Beder. 2005. Brasil)

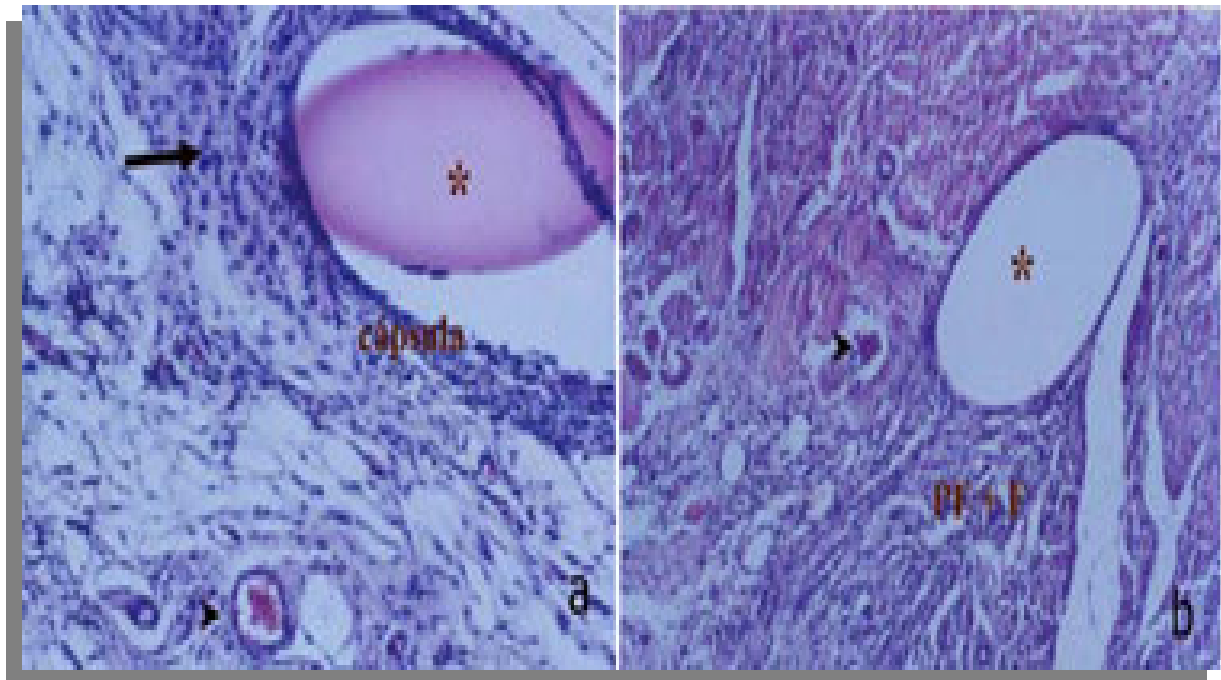


FIGURA: Nº 10
Aspecto Histopatológico del Grupo 02 (14 días del Post Operatorio)

- a. Nylon: sutura externa. Reacciones de encapsulación, la cavidad de alambre proteína exudado (*), proliferación de fibroblastos, fibrosis, la reacción con células inflamatorias (flecha), la formación de tejido de granulación, vasos congestionados (→); Aumento 10x (Beder. 2005. Brasil).
- b. Nylon: sutura interna. Reacciones de encapsulación, la cavidad de alambre (*), la proliferación de fibroblastos y fibrosis (PF + F), la reacción inflamatoria, vasos congestio-nados (→); Aumento 10x (Beder. 2005. Brasil)

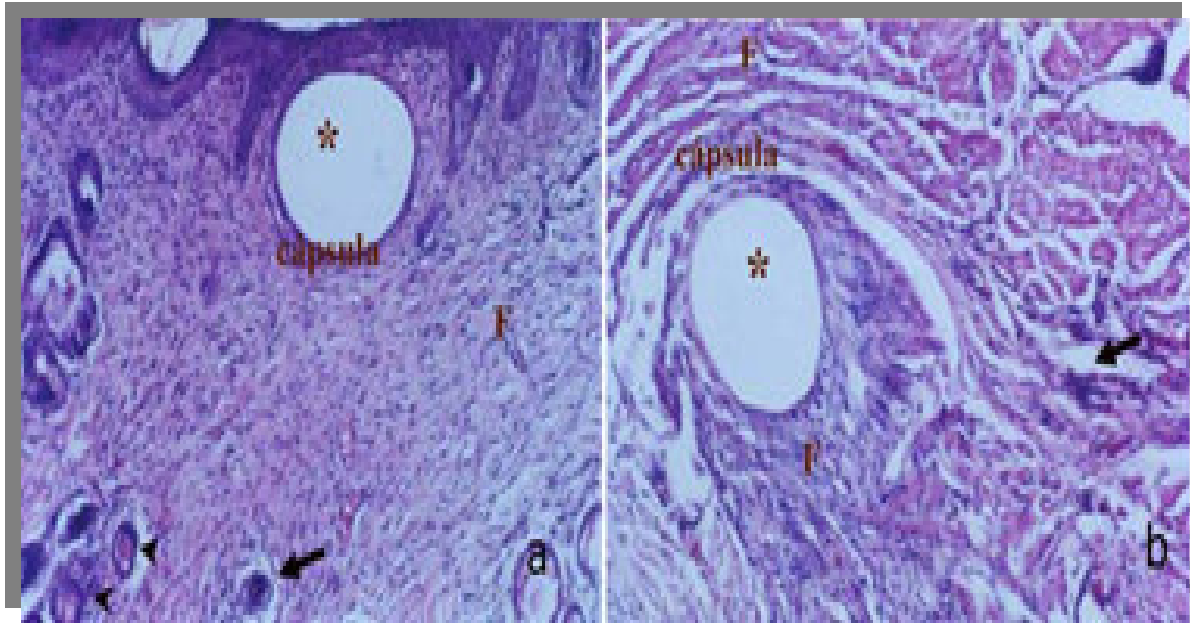


FIGURA: Nº 11
Aspecto Histopatológico del Grupo 03 (21 días del Post Operatorio)

- a.** Nylon: sutura externa. Reacciones de encapsulación, la cavidad de alambre (*), una intensa proliferación fibroblástica, fibrosis (F), la reacción inflamatoria focal en el tejido subcutáneo (flecha); Aumento 10x (Beder. 2005. Brasil) congestionados (→); Aumento 10x (Beder. 2005. Brasil).
- b.** Nylon: sutura interna. Reacciones de encapsulación y una intensa proliferación fibroblástica, fibrosis (F), células inflamatorias entremezcladas (flecha), congestión de los vasos (→); Aumento 10x (Beder. 2005. Brasil).

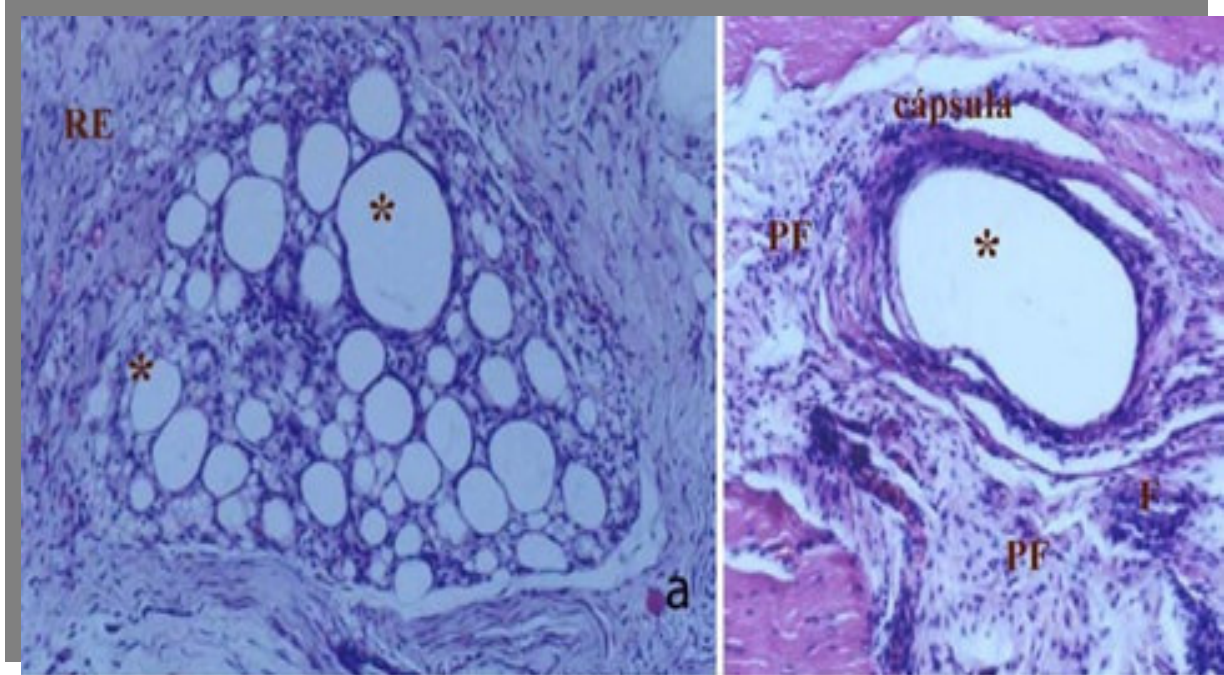


FIGURA: N° 12

Aspecto Histopatológico del Grupo 04 (28 días del Post Operatorio)

- a. Nylon: sutura externa. La reacción de varios túneles (RE), la proliferación de fibroblastos, inflamación fibrosis, el aumento de 4x (Beder. 2005. Brasil) congestionados (→); Aumento 10x (Beder. 2005. Brasil).
- b. Nylon: sutura interna. Reacción de encapsulación, proliferación de fibroblastos (FP), fibrosis (F), reacción inflamatoria leve, congestión de los vasos; Aumento 10x (Beder. 2005. Brasil)

2.15.5. REACCION TISULAR AL PRECINTO DE NYLON

Se evaluó la respuesta tisular provocada en los pedículos vasculares sometidos a ligadura con precintos de poliamida en conejos. En seis animales machos se realizó la nefrectomía y se ligó el pedículo con un precinto de poliamida; en los seis restantes se procedió a la ovario-histerectomía con la colocación de un precinto a nivel cervical. La hemostasia provista por el implante se obtiene en forma inmediata y segura tras su aplicación. Las observaciones macroscópicas y los resultados microscópicos en los animales intervenidos muestran que la reacción tisular fue mínima (Rovere *et al.*, 2007).

En los estudios histopatológicos no se observaron necrosis tisular ni un importante grado de inflamación, como tampoco signos de infección. El precinto comercial de poliamida se presenta como una técnica de fácil aplicación, segura, con mínima reacción tisular y de bajo costo para ser empleado en la ligadura de pedículos vasculares en las intervenciones quirúrgicas en la práctica veterinaria (Rovere *et al.*, 2007).



FIGURA: N° 13

2.15.6. REACCION TISULAR AL NYLON COMO MATERIAL DE CERCLAJE

El presente trabajo analiza el comportamiento biológico, mecánico y microbiológico del nylon 66 como material de osteosíntesis (cerclaje) en cirugía ortopédica. El comportamiento biológico fue evaluado in vivo en un modelo experimental en ratas, por medio del estudio cualitativo de la respuesta tisular local a la presencia del implante en comparación al acero inoxidable 316 L. El comportamiento mecánico fue evaluado in vitro mediante ensayo de esfuerzo y deformación (en relación a un estándar - acero), comparando estos parámetros ante diferentes métodos de esterilización. Finalmente se realizó la valoración microbiológica del material sometido a diferentes métodos de esterilización. De los resultados obtenidos en nuestro estudio puede concluirse que el nylon 66 es un material biocompatible, en virtud de que no genera reacción tisular alguna en el área de implante. El testado mecánico del nylon 66 demostró en primer lugar que su deformación es comparable a los estándares de materiales equivalentes (acero); en segundo lugar, que el material esterilizado por medio de autoclave y formalina se comporta en forma similar al control, en tanto que el esterilizado por medio de gas de oxido de etileno demostró menor resistencia a la deformación. En todos los casos estudiados no se cultivó germen patógeno alguno en el material esterilizado. A modo de conclusión podemos considerar que el uso del nylon 66 como material de cerclaje en cirugía ortopédica resulta una opción adecuada desde el punto de vista biológico (biocompatibilidad), mecánico, microbiológico, técnico (maleabilidad y sencilla manipulación) y económicamente ventajosa por su costo y fácil disponibilidad (Izquierdo, 2004).

III. CONCLUSIONES

- ❖ En toda cirugía o técnica quirúrgica que se realice es importante la experiencia del cirujano y el conocimiento adecuado de los materiales de cirugía a utilizar, ya que esto determinará el éxito en la recuperación del animal de compañía intervenido.
- ❖ El nylon de pesca se viene utilizando en la cirugía, desde muchos años atrás, en los diferentes tejidos y órganos, así como en estructuras internas y externas de las diferentes especies animales incluyendo al hombre, donde la recuperación a este material siempre ha dado resultados favorables.
- ❖ Al revisar los diferentes trabajos, tesis y documentos, donde se realizó cirugía con diferentes materiales para sutura (absorbibles como no absorbibles), todos llegan a la conclusión que los materiales sintéticos no absorbibles (nylon), producen una menor reacción inflamatoria lo cual permite una adecuada cicatrización de la herida, lo cual unido a su bajo costo lo convierte en una buena alternativa.
- ❖ El término actual de materiales de sutura absorbibles y no absorbibles, realmente es relativo porque al final de una otra manera todos llegan a ser reabsorbidos (uno con menor tiempo y otros con mayor tiempo).

V. BIBLIOGRAFÍA

1. **Alexander A.** 1989. Técnica Quirúrgica En Animales Y Temas De Terapéutica Quirúrgica. México: Interamericana McGraw-Hill. 93-108; 117-118).
2. **Altermeier W.**1976. Manual on control of infection in surgical. Patients Anerca collage of surgeons. Philadelphia. 34-45.
3. **Athanasίου KA, Niederauer GG, Agrawal CM.**1996. Sterilization, Toxicity, Biocompatibility and Clinical Applications Of Polylactic Acid/Polyglycolic Acid Copolymers. Biomaterials 17: 93-102.
4. **Archundia-García A.** 2001. Educación quirúrgica. 2da. Ed. México. Mc Graw-Hill Interamericana Editores.332-344.
5. **Bates DO, Jones ROP.** 2003. The Role of Vascular Endotelial Growth Factor in Wound Healing. Int. J. Low. Extrem. Wounds. 2: 107 – 120.
6. **Beder M, Ribeiro A, Da Silva V, Da Silva J, Neto C, Cavalcanti B.** 2005. Estudio clínico y anatomopatológico de la reactividad del tejido en la sutura interna y externa con monofilamento: nylon y 25 poliglecaprone en ratas. Universidad de Pernambuco. Brasil. 284- 291.
7. **Bojrab MJ.** 2001. Ed. Técnicas Actuales En Cirugía De Animales Pequeños. 3ra Ed. Buenos Aires: Inter-Médica Editorial. 35- 40.
8. **Botchkarev VA, Yaar M, Peters EM, Raychaudhuri SP, Botchkareva NV, Marconi A; Raychaudhuri SK, Paus R and Pincelli C.** 2006. Neurotrophins in Skin Biology and Pathology. J. Invest. Dermatol. 126: 1719 – 1727.
9. **Bravo IO.** 1977. Empleo del Ti- Crom (poliéster siliconado no absorbible) en la anastomosis intestinal del canino. Tesis para optar el grado de Bachiller en la Facultad de Medicina Veterinaria de la UNMSM. 22p

10. **Camacho F.** 1992. Materiales De Suturas. En: Hernández-Pérez E. Cirugía Dermatológica Práctica. UCA Edit San Salvador 51-63.
11. **Cerrillo SG.** 2005. Inflamación crónica. Medicina de laboratorio. Hospital 2 de Mayo. Lima. Perú: 64.
12. **Chavera CA.** 1977. Técnicas de corrección de orejas intervenidas quirúrgicamente. Tesis para optar el grado de Bachiller en la Facultad de Medicina Veterinaria de la UNMSM. 14p.
13. **Cohen IK, Diegelman RF, Crossland MC.** 1995. Cuidado Y Cicatrización de Heridas. Principios De Cirugía. Interamericana Mc Graw Hill. Mexico. 287- 309
14. **Corvos SW.** 1977. El ácido poliglicólico (dexon) versus el catgut y el nylon en la cirugía intestinal en equinos. Tesis para optar el grado de Bachiller en la Facultad de Medicina Veterinaria de la UNMSM. 22p
15. **Cotran R, Kumar V, Robbins S.** 1989. Robbins Pathologic basic of disease. Saunders Editors. 4th Edición. USA. 1519.
16. **Diegelmann RF, Evans, MC.** 2004. Wound Healing: An Overview of Acute, Fibrotic and Delayed Healing. Front. Biosci. 9: 283 – 289.
17. **Edgerton M, Et Al.** 1997. El Arte De La Técnica Quirúrgica. Interamericana McGraw-Hill. Mexico. 135-49.
18. **Ethicon INC.** 2006. Manual De Cierre De Heridas. USA. 100-105
19. **Figueroa OA.** 2005. Ruptura de los ligamentos cruzados en caninos. Tesina para optar el Título de Médico veterinario en la Facultad de Medicina Veterinaria de la UNMSM. 135p.
20. **Fossum TW.** 2000. Cirugía En Pequeños Animales Editorial Interamerica Buenos Aires Argentina. 13-97.

- 21.Fuller J.** 1988. Instrumentación Quirúrgica. Principios y práctica. 2ºEd. 98.
- 22.Garmendia BA.** 1972. Técnica quirúrgica de vasectomía en caninos. Tesis para optar el grado de Bachiller en la Facultad de Medicina Veterinaria de la UNMSM. 16p.
- 23.Gennaro AR, Grefton D, Chose M, Gibson R, Stewert C.** 1997. Remington Farmacia.Editorial Médica Panamericana S.A. 20va. Edición Buenos Aires-Argentina.305-310.
- 24.Gómez de la Torre VJE.** 1981. Técnica operatoria de ovariectomía por el flanco en gatas. Tesis para optar el Título de Médico Veterinario en la Facultad de Medicina Veterinaria de la UNMSM. 13p.
- 25.González B.** 1980. Materiales De Sutura En Cirugía. Barcelona. 56-78.
- 26.Gurtner GC, Werner S, Barrandon Y, Longaker MT.** 2008. Wound Repair and Regeneration. Nature. 453: 314 – 321.
- 27.Herbert BM.** 1977. Evaluación de materiales de sutura en la reparación de tendones seccionados experimentalmente. Tesis para optar el grado de Bachiller en Medicina Veterinaria de la UNMSM. 22p.
- 28.Hernández A.** 1991. Materiales de sutura quirúrgica. Antecedentes históricos y empleo actual de los mismos. Rev Cubana Cir; 29(2):211-24.
- 29.Hosgood G, Hoskins JD.** 2000. Medicina Y Cirugía Pediátrica De Los Animales De Compañía. España: Editorial Acribia S.A.74-76.
- 30.Hunt TK, Williams H.** 1997: Cicatrización E Infección De Heridas. Clínicas Quirúrgicas De Norteamérica. Mc Graw Hill Interamericana Mexico. 589-605.

- 31.Izquierdo D.** 2004. Evaluación biológica, mecánica y microbiológica del nylon 66 como material de cerclaje. Facultad de Veterinaria. Universidad de la República del Uruguay: 20p.
- 32.Lau Choleon GJC.** 2002. Aplicación de la técnica quirúrgica de trabeculectomía para el tratamiento del aumento de la presión intraocular en caninos. Tesis para optar el Título de Médico Veterinario de la Facultad de Medicina Veterinaria de la UNMSM. 51p.
- 33.Lawrence J, Burgat TM, Young F, Pera M, Nelson H, Pascual M, Vincent R, Grande L.** 2004 : Respuesta Inflamatoria Postoperatoria, Angiogénesis Y Crecimiento Tumoral: Estudio Comparativo Entre Cirugía Abierta Y Laparoscópica En Un Modelo Animal De Cáncer De Colon. Cirugía Española: Organo Oficial De La Asociación Española De Cirujanos, ISSN 0009-739X, Vol. 76, Nº. 5, 2004 : 300-306.
- 34.López García De Viedma, A.** 2005. Manual De Suturas. Madrid: Ed. Menarini.226-254.
- 35.Martínez D. 2001.** Cirugía. Bases del conocimiento quirúrgico. 3ra. Ed. México. Mc Graw-Hill Interamericana Editores. Argentina. 23-28.
- 36.Monteverde MJ.** 1974. Anastomosis intestinal mediante puntos simples de sutura. Tesis para optar el grado de Bachiller en la Facultad de Medicina Veterinaria de la UNMSM. 17p.
- 37.Muñoz MH.** 2006. Inflamación. Facultad de Ciencias Agrarias. Escuela de Medicina Veterinaria. Universidad de Antioquía. Colombia: 15.
- 38.Otaolaurruchi JS, Sastre JL.** 1981. Manual De Suturas. Ed. Lab Lorca Marín. Barcelona- España. 1-86.
- 39.Pacheco HJ.** 1956. Tratamiento quirúrgico en la reducción de hernias umbilicales. Tesis para optar el grado de Bachiller en la Facultad de Medicina Veterinaria de la UNMSM. 45p

- 40. Patten QL.** 1978. Ablación del cristalino probando dos tipos de sutura en caninos aparentemente normales. Tesis para optar el grado de Bachiller en la Facultad de Medicina Veterinaria de la UNMSM. 27p
- 41. Patten QL.** 1984. Uso de suturas sintéticas y naturales en cirugía ocular. Tesis para optar el Título de Médico Veterinario en la Facultad de Medicina Veterinaria de la UNMSM. 36p
- 42. Pera C.** 2004. Cirugía: Fundamentos, Indicaciones y opciones. Ed. Masson. España. 18- 58
- 43. Pérez MP.** 1999. Uso de sutura simple discontinua en Anastomosis Intestinal terminoterminal en cabras en condiciones de campo. Tesis para optar el Título de Médico Veterinario de la Facultad de Medicina Veterinaria de la UNMSM. 61p
- 44. Prathiba V, Gupta PD.** 2000. Cutaneous wound healing: Significance of proteoglycans in scar formation. Curr. Sci. 78: 1 – 5.
- 45. Ramakrishna S, Mayer J, Wintermantel E, Leong KW.** 2001. Biomedical Applications Of Polymer-Composite Materials: A Review. Composites Science And Technology. USA. 1189-1224.
- 46. Ramirez HJ.** 1976. Reducción quirúrgica experimental en fracturas de cuello de fémur en caninos. Tesis para optar el grado de Bachiller en la Facultad de Medicina Veterinaria de la UNMSM. 22p
- 47. Riquelme M, Alonso R, Nava R.** 1998. Tensión de ruptura de enterotomías cicatrizadas en caninos usando diferentes materiales de sutura. Revista Científica. FCV -LUZ: 156-162.
- 48. Rodriguez J, Whyte A, Vitoria A.** 1996. Cicatrización y complicaciones de la cicatrización. Mc Graw Hill Interamericana. México. 19-96.

- 49.Rovere R, Bertone P, Bagnis G, Cocco R, Luján O, Sereno M, Wheeler J.** 2007. Observación de la reacción tisular del precinto comercial de poliamida empleado como método de ligadura en pedículo renal y uterino en conejos. Universidad Austral de Chile. Arch. Med. Vet. 39: N° 2: 167-172
- 50.Sabás Z, Hernández V, Negro B.** 2009. Cirugía en pequeños animales, instrumental-sutura-nudos, Ed Intermedica. Argentina. 100-115.
- 51.Saettone OM.** 1969. Entero anastomosis en equinos (Técnica de Poth y Gold). Tesis para optar el grado de Bachiller en Medicina Veterinaria de la UNMSM. 19p.
- 52.Sánchez-Valverde MA, Hernanz C.** 1996. Cicatrización y complicaciones de la cicatrización. en Gonzalo JM, Ávila I, San Roman F, Orden A, Sánchez- Valverde MA, Bonafonte I, Pereira JL, García F. Eds. Cirugía Veterinaria. Madrid: Rodríguez J, Whyte A, vitoria A. Mc Graw Hill Interamericana. México. 145-159.
- 53.Schwartz R.** 1994. Principios De Cirugía. 6ª Edición. Vol I Ed: Interamericana. México. 86-142.
- 54.Slatter D.** 1997. Manual De Cirugía En Pequeñas Especies. México: Mcgraw-Hill Interamericana. 30-37; 58-61.
- 55.Tracy DL.** 2002. Cuidados Quirúrgicos De Pequeños Animales. España: Editorial Acribia S.A. 238-245
- 56.Tróchez P.** 1994. Suturas. Revista Colombiana de Dermatología. Vol 1. 52-80.
- 57.Wilgus TA.** 2008. Immune Cells in the healing skin wound: Influential players at each stage of repair. Pharmacol. Res. USA. 112 – 116.

- 58. Yañez CJ.** 1977. Uso del ligamento protético en luxaciones crónicas de la articulación coxofemoral en caninos. Tesis para optar el grado de Bachiller en la Facultad de Medicina Veterinaria de la UNMSM. 23 p.
- 59.** Comunicación personal con el Dr. Ramiro Oballe Morante: docente de la Facultad de Medicina Veterinaria de la UNMSM.

ANEXOS

PREPARACION DEL NYLON DE PESCA PARA MATERIAL DE SUTURA



FOTO: 1
TINTE PARA EL NYLON DE
PESCA

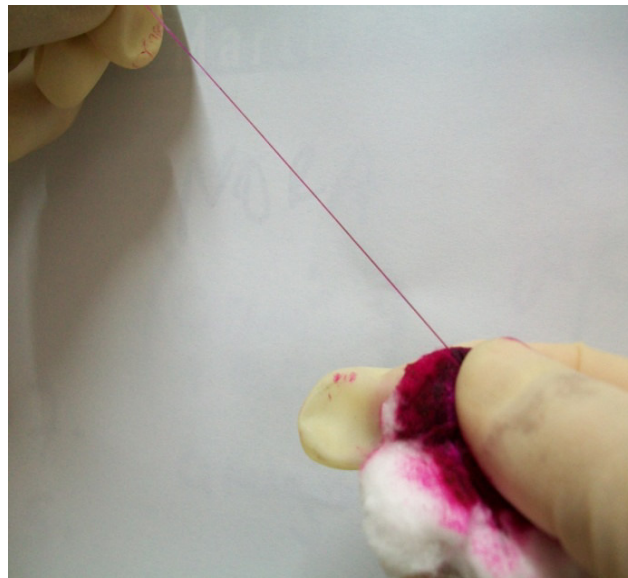


FOTO: 2
PINTADO DEL NYLON DE
PESCA



FOTO: 3
PRESENTACION DEL NYLON
PINTADO



FOTO: 4
PRESENTACION DEL NYLON
PINTADO

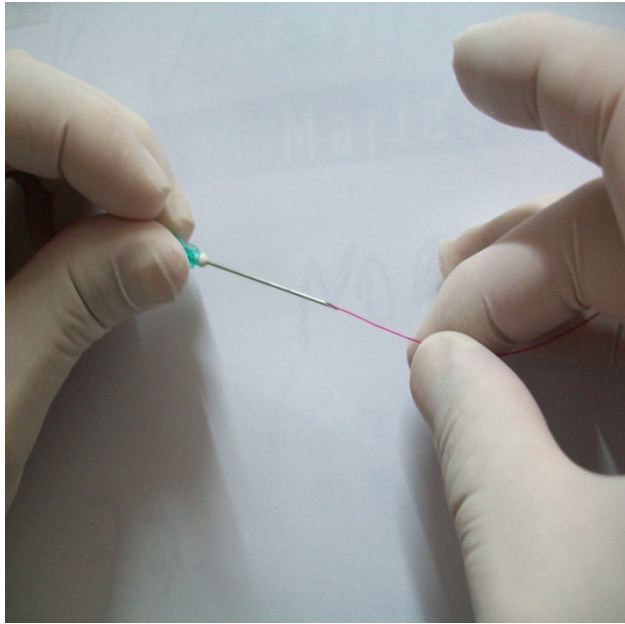


FOTO: 5
PASO DEL NYLON DE PESCA POR
EL CANAL DE LA AGUJA
HIPODERMICA

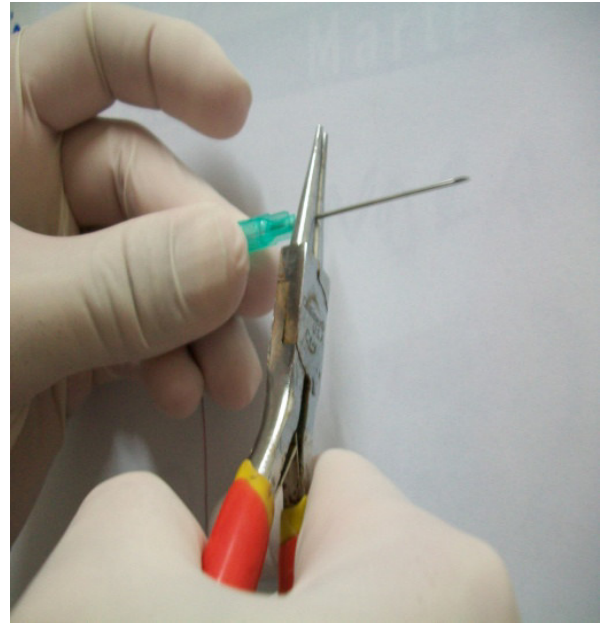


FOTO: 6
PRESION Y AJUSTE DE LA AGUJA
HIPODERMICA SOBRE EL NYLON
DE PESCA

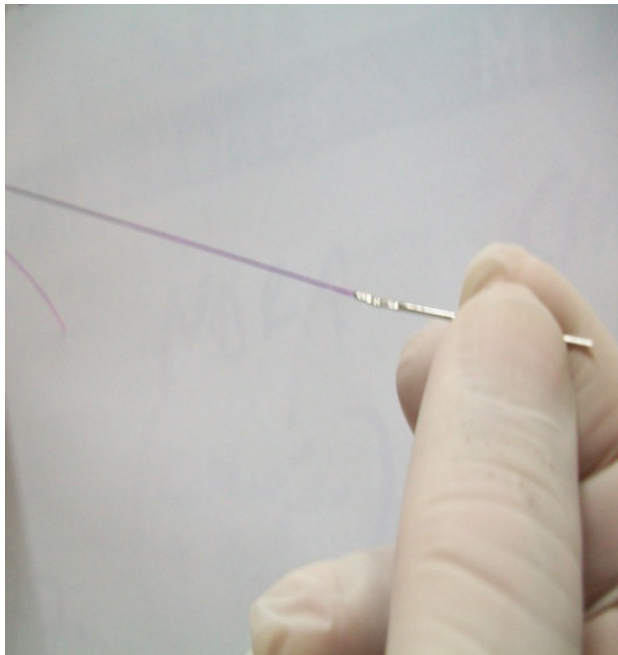


FOTO: 7
AGUJA PREPARADA CON NYLON
DE PESCA

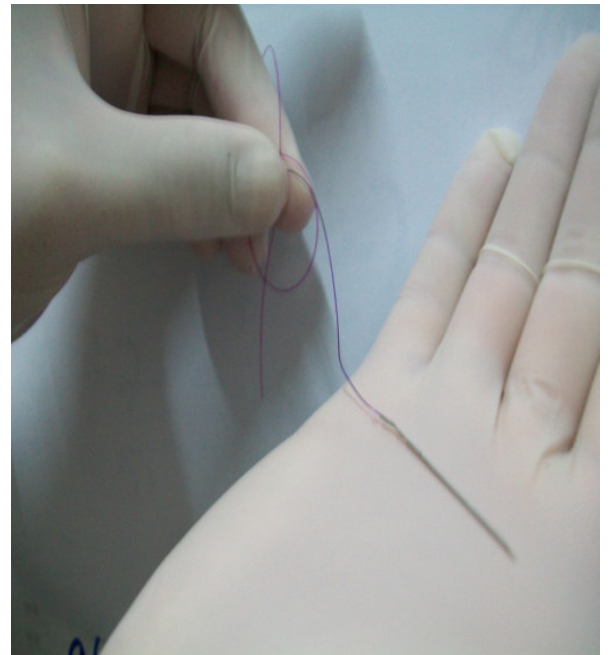


FOTO: 8
AGUJA PREPARADA CON NYLON
DE PESCA

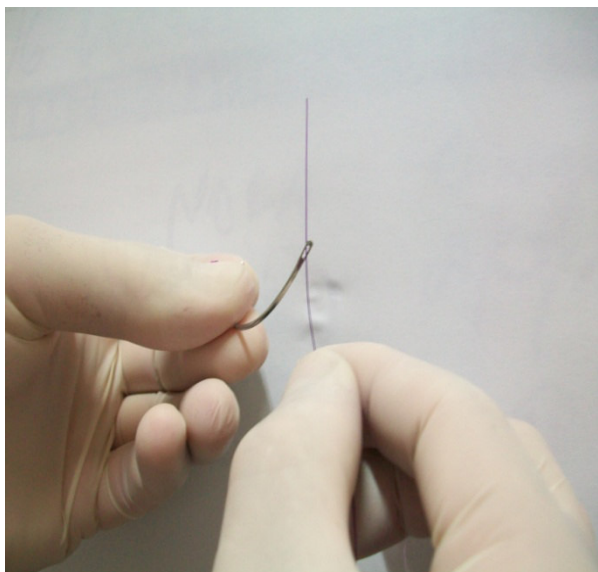


FOTO: 9
PASO DEL NYLON DE PESCA POR
EL OJO DE LA AGUJA CURVA

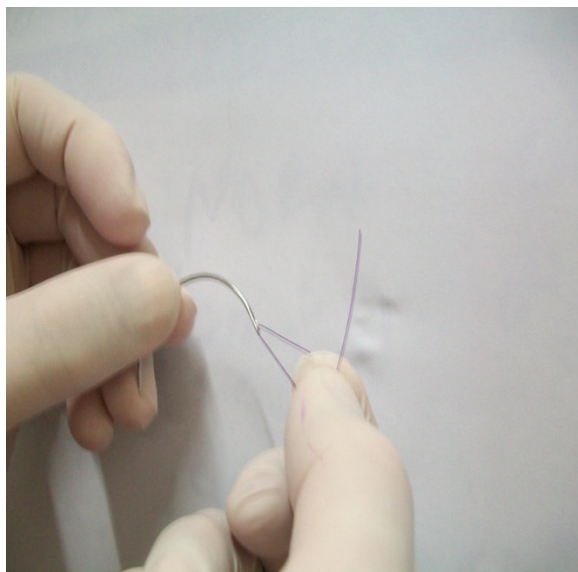


FOTO: 10
NUDO DEL NYLON DE PESCA PARA
FIJARLO
A LA AGUJA CURVA

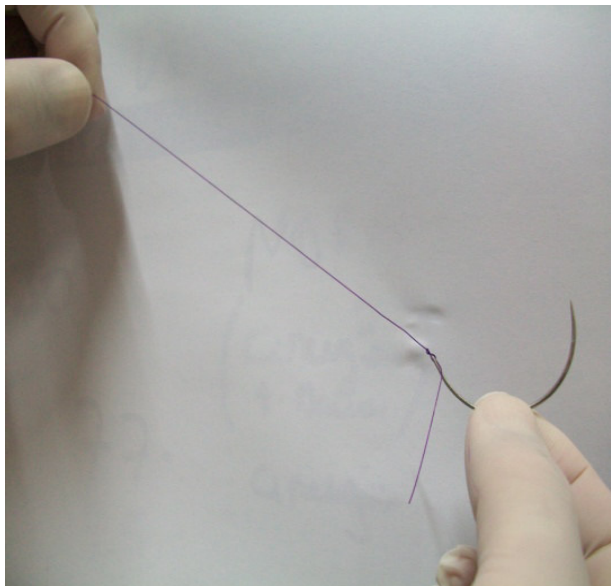


FOTO: 11
NYLON DE PESCA PREPARADO EN
LA AGUJA CURVA

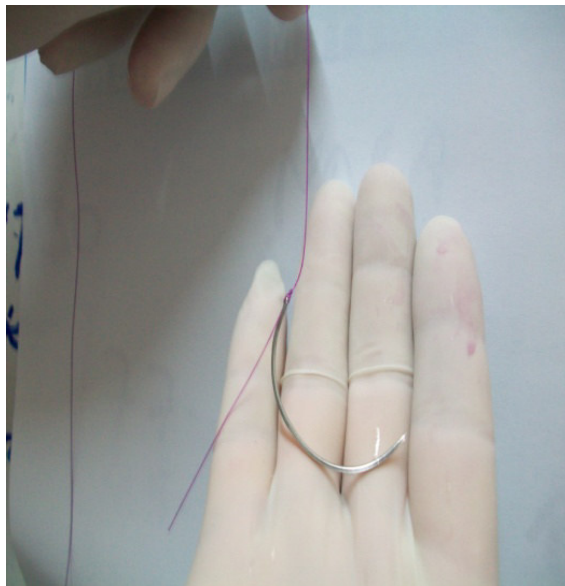


FOTO: 12
NYLON DE PESCA PREPARADO EN
LA AGUJA CURVA

USO DEL NYLON DE PESCA PARA MATERIAL DE SUTURA EN ESTRUCTURAS ANATOMICAS INTERNAS



FOTO: 13
NYLON DE PESCA UTILIZADO
PARA FIJAR LA ARTERIA Y VENA
OVARICA EN CANINO



FOTO: 14
NYLON DE PESCA UTILIZADO
PARA FIJAR LA ARTERIA Y VENA
OVARICA EN CANINO

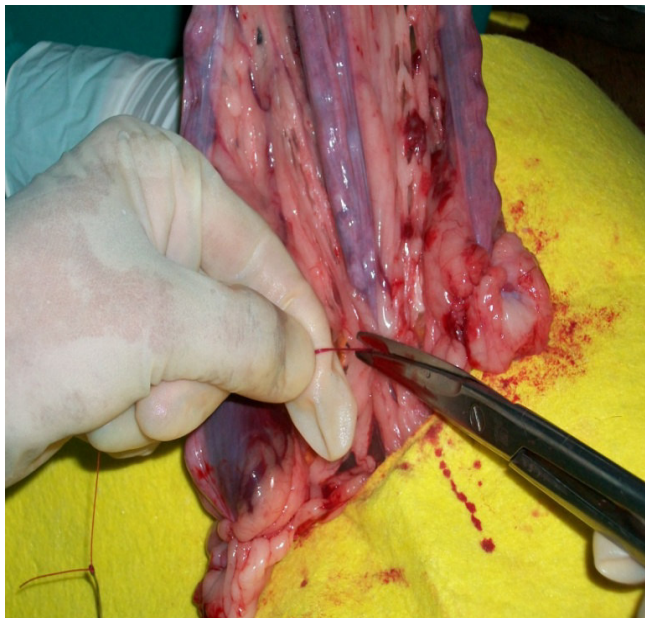


FOTO: 15
NYLON DE PESCA UTILIZADO
PARA FIJAR LA ARTERIA Y VENA
UTERINA EN CANINO



FOTO: 16
NYLON DE PESCA UTILIZADO
PARA APROXIMAR MUSCULOS EN
CANINO

USO DEL NYLON DE PESCA PARA MATERIAL DE SUTURA EN ESTRUCTURAS ANATOMICAS EXTERNAS

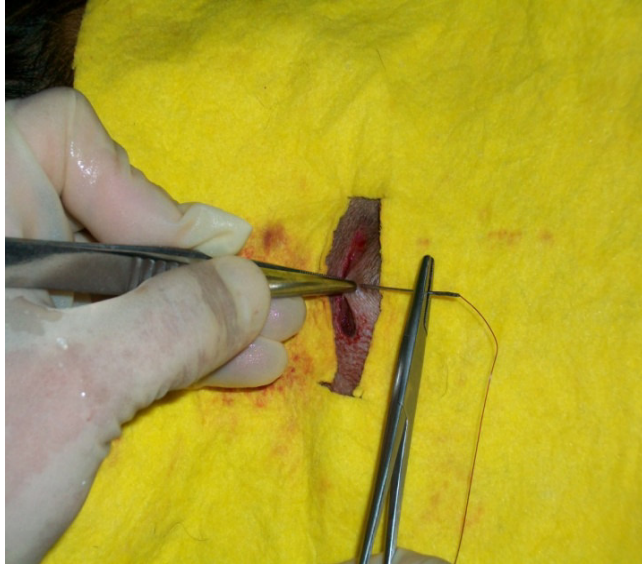


FOTO: 17
PASO DEL NYLON DE PESCA
UTILIZADO PARA SUTURA EN LA
PIEL DEL CANINO



FOTO: 18
NYLON DE PESCA UTILIZADO
PARA SUTURA EN LA PIEL DEL
CANINO



FOTO: 19
PASO DEL NYLON DE PESCA PARA
SUTURAR LA PIEL EN EL CORTE DE
COLA DEL CANINO



FIGURA:20
NYLON DE PESCA EN LA SUTURA DE
LA PIEL DEL CORTE DE COLA DEL
CANINO

RESEÑA HISTÓRICA DE LOS DIVERSOS HILOS QUE SE UTILIZA EN SUTURAS

1900	Joseph Lister (inglés), introduce el catgut como hilo para sutura y es el primero en utilizarlo.
1910	William Halsted (americano), utiliza por primera vez, hilos hechos de seda en diferentes tipos de cirugía.
1928	La empresa química Du Pont, sintetiza por primera vez la poliamida (nylon) primera fibra sintética.
1930	George Wipple (americano), utiliza por primera vez, hilos hechos de algodón en diferentes cirugías.
1940	Se utiliza por primera vez un hilo sintético no absorbible (nylon), para los diferentes cirugías en humanos, el catgut en estos tiempos desapareció del mercado.
1960	Se utiliza por primera vez un hilo sintético no absorbible, compatible con los tejidos, es el polipropileno.
1968	Se utiliza por primera vez una sutura sintética absorbible Dexon (ácido poliglicólico).
1974	Se utiliza la segunda sutura sintética absorbible vicryl (poliglactina 910) es el mejor absorbible sintético en estos momentos.
2000	Se inicia el uso de cabello humano para la sutura.

Fuente: Muñoz Rengifo Roger. Recopilación de textos.

TEMAS DE INVESTIGACIÓN EN CIENCIAS BÁSICAS EN LA FACULTAD DE MEDICINA VETERINARIA UNMSM (Lima - Perú)

AÑO	TÍTULO	AUTOR
1959	Comparación de materiales de sutura	Postlewait y compañía
1969	Entero Anastomosis en Equinos	Manuel F. Saettone Odría
1972	Vasectomía en caninos	Antonio E. Gamendia Bonnani
1974	Anastomosis intestinal mediante puntos simples en caninos	Juan Felix Monteverde Morzan
1977	Evaluación de materiales de sutura en reparación de tendones seccionados experimentalmente en caninos	Manuel Erasmo Herbert Bailey
1977	Uso de ligamento prostético en luxaciones crónicas de ligamento prostético en caninos.	Julio Ernesto Vañez Cannon
1977	Técnica de corrección de orejas en caninos intervenidos quirúrgicamente	Alfonso Enrique Víctor Chavera Castillo
1978	Ablación del cristalino probando 2 tipos de sutura en caninos aparentemente normales	Lucía Teresa Patten Quiñónez
1981	Técnica operatoria de ovariectomía por el flanco en gatos	Juan Eduardo Gomez de la Torre Viera.
2002	Aplicación de la técnica quirúrgica de trabeculectomía para el tratamiento del aumento de la presión intraocular en caninos.	Lau - Choleón García Juan Carlos.

Fuente: Recopilación de Roger Muñoz Rengifo.